



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

TUGAS AKHIR - TE 141599

**SISTEM MONITORING KELELAHAN MENTAL SECARA
MULTI MODAL MELALUI VARIABILITAS LAJU DETAK
JANTUNG DAN TRANSFORMASI WAVELET
KONTINU PADA SINYAL EEG**

**Sapta Setiawan
NRP 2211100004**

**Dosen Pembimbing
Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.**

**JURUSAN TEKNIK ELEKTRO
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2015**



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

FINAL PROJECT - TE 141599

**MULTI MODAL MENTAL FATIGUE MONITORING
SYSTEM VIA HEART RATE VARIABILITY AND
CONTINUOUS WAVELET TRANSFORMATION
OF EEG SIGNAL**

Sapta Setiawan
NRP 2211100004

Advisor
Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

DEPARTEMENT OF ELECTRICAL ENGINEERING
Faculty of Industrial Technology
Sepuluh Nopember Institute of Technology
Surabaya 2015

**SISTEM MONITORING KELELAHAN MENTAL
SECARA MULTI MODAL MELALUI VARIABILITAS
LAJU DETAK JANTUNG DAN TRANSFORMASI
WAVELET KONTINU PADA SINYAL EEG**

TUGAS AKHIR

**Diajukan untuk Memenuhi Sebagian Persyaratan
Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Teknik**

Pada

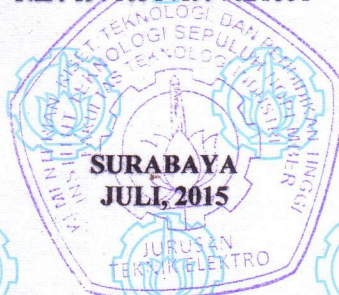
**Bidang Studi Elektronika
Jurusan Teknik Elektro
Institut Teknologi Sepuluh Nopember**

Menyetujui:

Dosen Pembimbing

Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng.

NIP. 197103141997021001



SISTEM MONITORING KELELAHAN MENTAL SECARA MULTI MODAL MELALUI VARIABILITAS LAJU DETAK JANTUNG DAN TRANSFORMASI WAVELET KONTINU PADA SINYAL EEG

Nama : Sapta Setiawan
Pembimbing : Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

ABSTRAK

Kelelahan mental adalah fenomena saat sel-sel otak menjadi sangat letih yang disebabkan oleh aktivitas kognitif yang berkepanjangan. Amplitudo dan frekuensi alpha, beta, dan delta dari elektroensepalogram (EEG) dan variabilitas laju detak jantung (*heart rate variability* / HRV) dari elektrokardiogram (ECG) adalah indikator yang digunakan untuk mendeteksi kelelahan mental. Dalam studi ini, monitoring kelelahan mental dilakukan dengan merekam sinyal EEG dan ECG secara bersamaan dalam enam sesi eksperimen yang membuat subjek menggunakan kemampuan kognitifnya secara maksimal. Lima sesi pertama berdurasi 5 menit dan 1 sesi terakhir berdurasi 10 menit. Jeda antar sesinya adalah 5 menit. Sinyal EEG direkam menggunakan modul EEG Wireless Enobio 20 dan diolah menggunakan transformasi wavelet kontinyu (CWT). Sinyal ECG direkam menggunakan rangkaian penguat instrumentasi dengan penguatan 450 kali, *low pass filter* dengan frekuensi *cut-off* 161Hz, *high pass filter* dengan frekuensi *cut-off* 0,05Hz, *band stop filter* dengan frekuensi *cut-off* bawah 43,195Hz dan *bandwidth* 21,191Hz, dan rangkaian penjumlah tak membalik dengan *offset* 1V. Modul mikrokontroler ARM STM32F407VG *Discovery* berfungsi mengolah data ECG hingga didapatkan nilai HRV. Hasil monitoring secara multimodal menunjukkan waktu terjadinya kelelahan mental saat laju detak jantung menurun (rata-rata HRV bernilai kurang dari -1,5BPM²) dan amplitudo sinyal otak meningkat (magnitudo hasil CWT bernilai lebih dari 0,75 dalam skala 0 hingga 1) pada frekuensi yang lebih rendah. Untuk pengembangan selanjutnya, sistem ini dapat diimplementasikan pada perangkat *wearable* guna memberikan peringatan pada pelajar untuk mengoptimalkan proses pembelajaran dengan tidak memaksakan terus belajar saat kelelahan mental terjadi.

Kata Kunci : EEG, ECG, Kelelahan Mental.

MULTI MODAL MENTAL FATIGUE MONITORING SYSTEM VIA HEART RATE VARIABILITY AND CONTINUOUS WAVELET TRANSFORMATION OF EEG SIGNAL

Name : Sapta Setiawan

Advisor : Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

ABSTRACT

Mental fatigue is a phenomenon in which the brain cells become exhausted that is caused by prolonged periods of cognitive activity. Amplitude and frequency of alpha, beta, and theta bands from electroencephalogram (EEG) and heart rate variability (HRV) of electrocardiogram (ECG) are indicators observed to detect mental fatigue. In this study, mental fatigue was monitored by recording EEG and ECG signals together during six session of experiment that maximize the subject's cognitive performance. First 5 sessions was performed with 5 minutes duration for each session, and 10 minutes for the last session. Break time between each session was for 5 minutes. EEG signal was recorded using Wireless EEG Module Enobio 20 and processed by using continuous wavelet transformation(CWT). ECG signal from the subject's heart was recorded using a circuit that consist of instrumentation amplifier (voltage gain 450), low pass filter (cut-off frequency 161Hz), high pass filter (cut-off frequency 0.05Hz), band stop filter (low cut-off frequency 43.195Hz and bandwidth 21.19Hz), non-inverting adder (offset 1V). An ARM micro-controller module STM32F407VG Discovery was used to process and extract the HRV information. The results of multi modal mental fatigue monitoring were the time when mental fatigue occurred denoted by decreasing heart rate (average heart rate variability value was less than -1.5 BPM^2) and increasing ampliude of brainwave (magnitude of CWT result was more than 0.75 in the scale of 0 to 1) at lower frequency. For the future development, this system would be implemented in a wearable device to alert the students so they can optimize their learning process by not forcing to keep studying when mental fatigue happens.

Keyword : EEG,ECG, Mental Fatigue.

KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan kepada Tuhan YME, atas berkat dan rahmat-Nya yang diberikan sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir dengan judul :

Sistem Monitoring Kelelahan Mental Secara Multi Modal Melalui Variabilitas Laju Detak Jantung dan Transformasi Wavelet Kontinu Pada Sinyal EEG

Tugas akhir yang mempunyai beban SKS 4 (Satuan Kredit Semester) ini merupakan salah satu persyaratan akademis yang harus ditempuh untuk menyelesaikan program studi *Strata-I* di Jurusan Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya. Tugas akhir ini menuntut mahasiswa melakukan penelitian atau studi literatur terhadap suatu permasalahan, mensimulasikannya, merancang bangun, dan menganalisisnya sesuai dengan teori yang didapat selama proses perkuliahan.

Penulis menyampaikan rasa syukur kepada Tuhan YME yang telah memberikan segala kemudahan kepada penulis. Penulis juga menyampaikan terima kasih sebesar besarnya kepada beberapa pihak yang telah memberikan dukungan terhadap penyelesaian tugas akhir ini, antara lain:

- Kedua orang tua yang telah senantiasa memberikan doa kepada anaknya, sehingga penulis bisa menyelesaikan tugas akhir.
- Bapak Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng. selaku dosen pembimbing yang telah membantu dan membimbing hingga terselesaikannya tugas akhir ini.
- Teman-teman Teknik Elektronika dan lab-B205 khususnya.
- Semua pihak yang telah membantu dalam pembuatan tugas akhir ini.

Semoga Tuhan YME membalas segala budi baik yang telah diberikan sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir ini dengan baik.

Surabaya, Juli 2015

Penulis

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	
PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR	
LEMBAR PENGESAHAN	
ABSTRAK	i
ABSTRACT	iii
KATA PENGANTAR	v
DAFTAR ISI	vii
DAFTAR GAMBAR	xi
DAFTAR TABEL	xvi
BAB I	1
PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Permasalahan	2
1.3 Tujuan	2
1.4 Metodologi	2
1.5 Sistematika Penulisan	3
1.6 Relevansi	3
BAB II	5
TEORI PENUNJANG	5
2.1 Otak	5
2.2 Elektroencepalogram (EEG)	8
2.3 Jantung	10
2.4 Rangkaian Penguat Instrumentasi	15
2.4.1 Teori Rangkaian Penguat Instrumentasi	16

2.4.2	IC AD620	18
2.5	Rangkaian Filter dan Penjumlah Tak Membalik	19
2.5.1	<i>Low Pass Filter</i>	19
2.5.2	<i>High Pass Filter</i>	21
2.5.3	<i>Band Stop Filter</i>	24
2.5.4	Rangkaian Penjumlah tak Membalik	29
2.6	Algoritma QRS Detector	30
2.7	Filter Digital.....	32
2.7.1	<i>Pole Zero Filter</i>	34
2.7.2	<i>Moving Average Filter</i>	34
2.8	Mikrokontroler ARM.....	36
2.8.1	<i>ADC</i>	36
2.8.2	<i>Timer</i>	38
2.9	<i>Continuous Wavelet Transformation</i>	39
2.10	Kelelahan Mental.....	42
BAB III		45
PERANCANGAN SISTEM.....		45
3.1	Blok Diagram Sistem.....	45
3.2	Perancangan Perangkat Elektronik	46
3.2.1	Perancangan Penguat Instrumentasi.....	46
3.2.2	Perancangan Rangkaian LPF	48
3.2.3	Perancangan Rangkaian HPF.....	49
3.2.4	Perancangan Rangkaian BSF.....	49
3.2.5	Perancangan Rangkaian Penjumlah.....	51
3.3	Perancangan Perangkat Lunak.....	51

3.3.1	Perancangan Perangkat Lunak pada ARM.....	52
3.3.2	Perancangan Perangkat Lunak pada komputer.....	56
3.3.2.1.	Program Pra-Proses Sinyal EEG.....	57
3.3.2.2.	Program Transformasi Wavelet Kontinu EEG.....	59
3.3.2.3.	Program Pengkondisi Kelelahan Mental.....	62
3.3.2.3.	Program Deteksi Waktu Terjadinya Kelelahan Mental secara multimodal	63
BAB IV		65
HASIL PENGUJIAN DAN ANALISA.....		65
4.1	Pengujian dan Analisa Perangkat Elektronik	65
4.1.1	Pengujian dan Analisa Penguat Instrumentasi	65
4.1.2	Pengujian dan Analisa Rangkaian <i>Filter</i>	66
4.1.2.1.	<i>Low Pass Filter</i>	66
4.1.2.2.	<i>High Pass Filter</i>	68
4.1.2.3.	<i>Band Stop Filter</i>	71
4.1.2.4.	Pengujian dan Analisa Rangkaian Penjumlah.....	73
4.2	Pengujian Dan Analisa Perangkat Lunak.....	74
4.2.1	Pengujian Dan Analisa <i>Sampling</i>	74
4.2.2	Pengujian Dan Analisa Durasi Pengolahan Sinyal Digital dalam ARM.....	76
4.2.3	Pengujian Algoritma QRS Detektor.....	78
4.2.4	Pengujian Perubahan Laju Detak Jantung.....	79
4.2.5	Pengambilan Data EEG.....	81
4.2.6	Pengujian Program Transformasi Wavelet Kontinu.....	84
4.2.7	Pengujian Identifikasi Kelelahan Mental Multi Modal	88

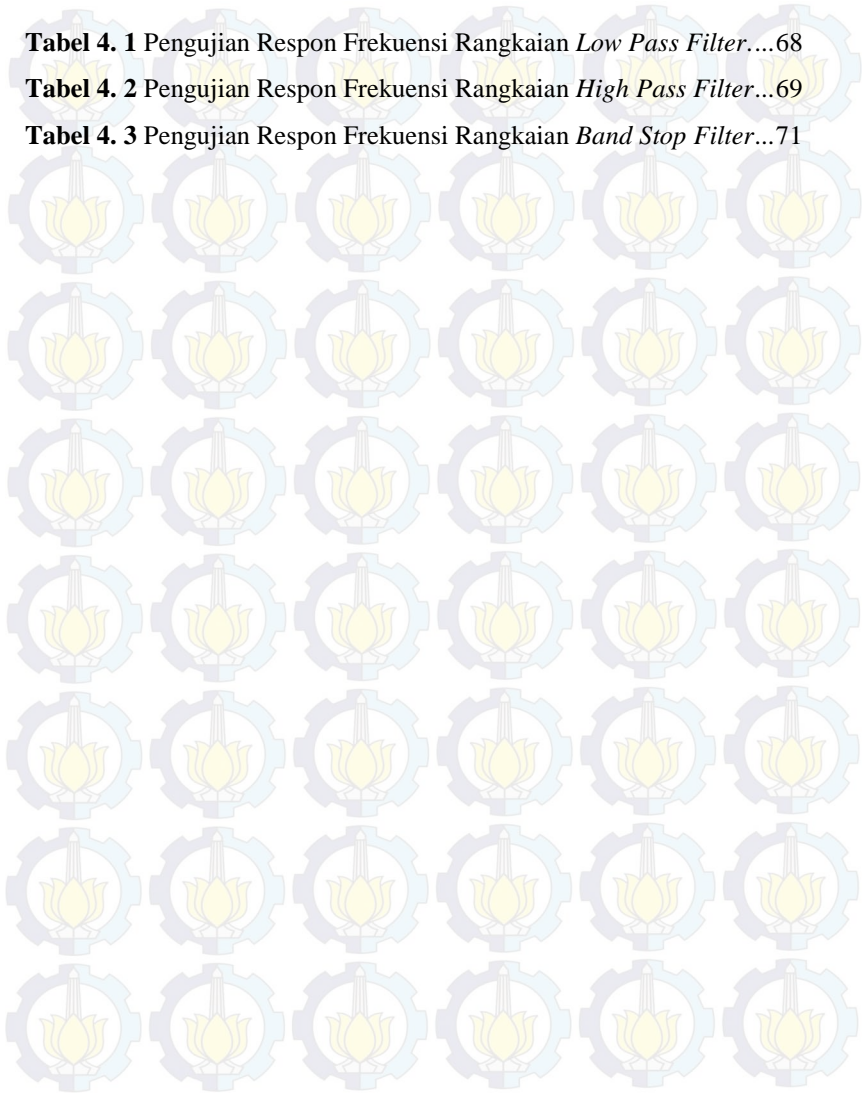
BAB V	101
PENUTUP	101
5.1 Kesimpulan	101
5.2 Saran	102
DAFTAR PUSTAKA	103
LAMPIRAN	105
RIWAYAT HIDUP PENULIS	133

DAFTAR TABEL

Tabel 4. 1 Pengujian Respon Frekuensi Rangkaian *Low Pass Filter*....68

Tabel 4. 2 Pengujian Respon Frekuensi Rangkaian *High Pass Filter*...69

Tabel 4. 3 Pengujian Respon Frekuensi Rangkaian *Band Stop Filter*...71



DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1 Anatomi otak beserta fungsinya[1]	6
Gambar 2. 2 Bagian-bagian pada <i>cerebrum</i> [2].....	8
Gambar 2. 3 Penempatan elektroda EEG berdasarkan <i>international 10-20 system</i> [2].....	9
Gambar 2. 4 Bentuk sinyal EEG pada setiap jenis frekuensi [2].....	10
Gambar 2. 5 Anatomi jantung [3].....	11
Gambar 2. 6 Siklus kontraksi dan relaksasi pada jantung [1].....	12
Gambar 2. 7 Siklus konduksi impuls pada jantung [1].....	14
Gambar 2. 8 Morfologi sinyal ECG [13][15]	15
Gambar 2. 9 Rangkaian penguat instrumentasi	16
Gambar 2. 10 Konfigurasi pin AD620 dan pebandingan dengan 3 op-amp[5]	19
Gambar 2. 11 Rangkaian LPF -40dB/dec [6]	20
Gambar 2. 12 Rangkaian HPF -40dB/dec [6].....	22
Gambar 2. 13 Rangkaian BSF/ <i>Notch Filter</i> [6].....	25
Gambar 2. 14 Rangkaian penjumlah tak membalik.....	30
Gambar 2. 15 <i>Relative power spectrum</i> sinyal ECG dan <i>noise</i> [7].....	31
Gambar 2. 16 Algoritma QRS detektor Pan dan Tompkins [7].....	31
Gambar 2. 17 Output dari setiap proses algoritma Pan-Tompkins, (a) <i>output band pass filter</i> , (b) <i>output derivatif</i> , (c) <i>output squaring</i> , (d) <i>output moving window</i>	32
Gambar 2. 18 Plot <i>pole-zero</i> dan <i>unity cycle</i> . [7]	34
Gambar 2. 19 Contoh implementasi <i>moving average filter</i> , (a) sinyal asli, (b) sinyal hasil <i>filter</i> dengan orde <i>filter M=11</i> dan (c) sinyal hasil <i>filter</i> dengan orde <i>filter M=51</i> . [13][16]	35
Gambar 2. 20 STM32F4 <i>Discovery board</i> [13].....	36

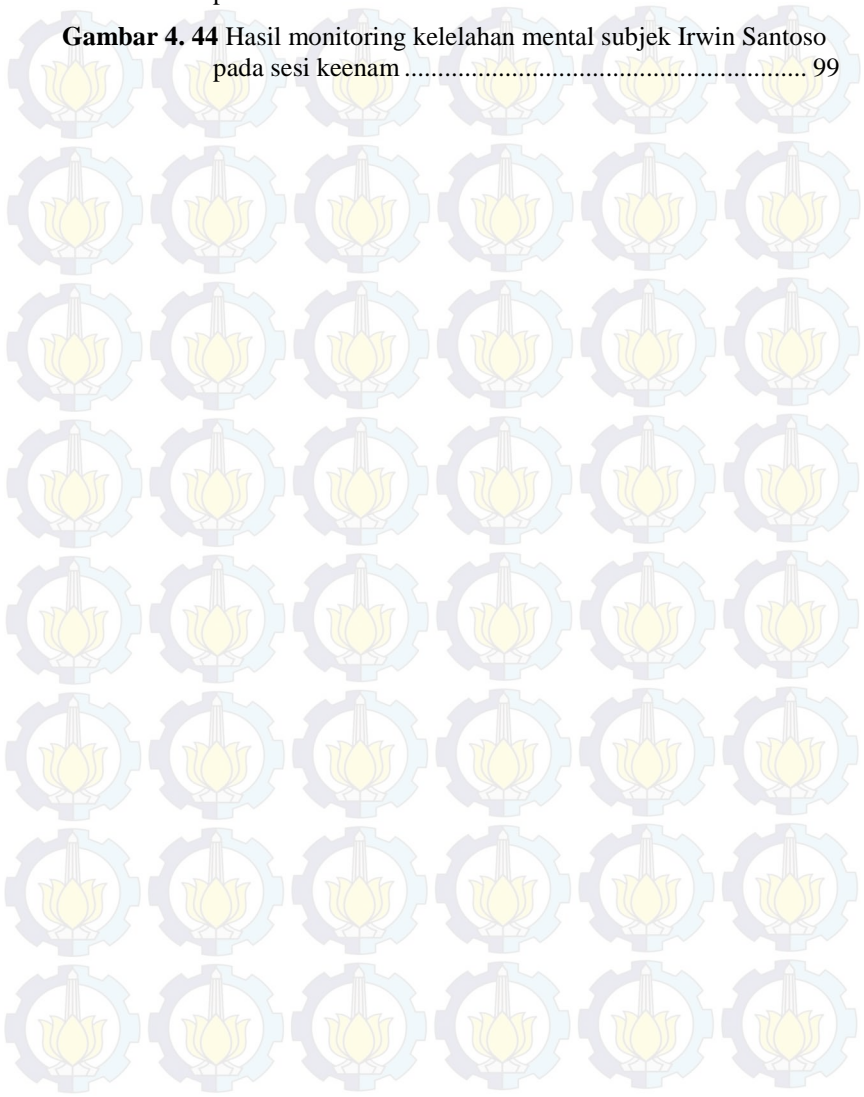
Gambar 2. 21 Blok diagram ADC STM32F4 [9].....	37
Gambar 2. 22 Sistem <i>clock</i> STM32F4[9].....	39
Gambar 2. 23 Penskalaan dan pergeseran domain waktu	40
Gambar 3. 1 Blok diagram sistem keseluruhan.....	45
Gambar 3. 2 Rangkaian penguat instrumentasi.....	47
Gambar 3. 3 Rangkaian <i>Low Pass Filter</i> -40dB/dec.....	48
Gambar 3. 4 Rangkaian <i>High Pass Filter</i> -40dB/dec.....	49
Gambar 3. 5 Rangkaian <i>Band Stop Filter</i> -40dB/dec.....	50
Gambar 3. 6 Rangkaian penjumlah tak membalik	51
Gambar 3. 7 Program pada <i>interrupt timer</i>	52
Gambar 3. 8 Pole-zero placement untuk <i>band pass filter</i>	53
Gambar 3. 9 Ilustrasi <i>downsampling</i>	57
Gambar 3. 10 Program pengkondisian kelelahan kognitif	62
Gambar 3. 11 Flowchart program deteksi waktu terjadinya kelelahan mental secara multimodal	64
Gambar 4. 1 Cara pengujian rangkaian penguat instrumentasi.....	65
Gambar 4. 2 Pengujian penguatan instrumentasi	66
Gambar 4. 3 Pengujian rangkaian <i>low pass filter</i>	67
Gambar 4. 4 Grafik pengujian respon frekuensi rangkaian LPF.....	68
Gambar 4. 5 Grafik pengujian respon frekuensi rangkaian HPF.....	69
Gambar 4. 6 Cara pengujian rangkaian <i>high pass filter</i>	70
Gambar 4. 7 Cara pengujian rangkaian <i>band stop filter</i>	72
Gambar 4. 8 Grafik pengujian <i>frekuensi cut-off</i> rangkaian BSF	73
Gambar 4. 9 Cara pengujian rangkaian penjumlah	73
Gambar 4. 10 Hasil pengujian rangkaian penjumlah	74
Gambar 4. 11 Cara pengujian <i>sampling</i> sinyal.....	74

Gambar 4. 12 Hasil pengujian <i>sampling</i> ADC (a)Sinyal <i>input</i> di osiloskop (CH1); (b)Sinyal <i>output</i> di komputer	75
Gambar 4. 13 Program pada <i>interrupt timer</i>	77
Gambar 4. 14 Pulsa pada led merah ARM	77
Gambar 4. 15 Hasil pengujian algoritma QRS detektor: (a) rekonstruksi sinyal jantung; (b) hasil komputasi <i>digital band pass filter</i> ; (c) hasil komputasi <i>derivative</i> ; (d) hasil kuadrat <i>derivative</i> ; (e) hasil komputasi <i>moving window</i>	79
Gambar 4. 16 <i>Capture</i> sinyal ECG pada saat <i>heart rate</i> 60BPM	80
Gambar 4. 17 Grafik (a) <i>heart rate</i> , dan (b) <i>heart rate variability</i> dengan periode pengukuran 300 detik	81
Gambar 4. 18 Konfigurasi elektroda modul EEG nirkabel Enobio 20 dengan indikator (a) elektroda terpasang dengan baik; (b) terdapat gangguan pada elektroda	82
Gambar 4. 19 Grafik pengukuran EEG pada NIC	82
Gambar 4. 20 <i>Channel</i> untuk mengidentifikasi kelelahan kognitif.[2] 83	
Gambar 4. 21 Rekonstruksi sinyal EEG dengan $f_s=62.5\text{Hz}$	84
Gambar 4. 22 Hasil <i>digital filter</i> pada <i>channel</i> O1: (a) hasil <i>filter</i> keseluruhan; (b) perbesaran pada amplitudo $-2 \times 10^5 \text{ pV}$ hingga $1.5 \times 10^5 \text{ pV}$	85
Gambar 4. 23 Sinyal sinus input pengujian program CWT	86
Gambar 4. 24 Hasil komputasi CWT yang telah ternormalisasi untuk 1 cuplikan input dari $t=0$ hingga $t=30$	86
Gambar 4. 25 Hasil komputasi CWT ternormalisasi untuk seluruh nilai t dalam 5 menit ($t=0$ hingga $t=600$)	86
Gambar 4. 26 Sinyal input EEG ter- <i>filter</i> dari <i>channel</i> O1, dicuplik dari $t=30$ detik hingga $t=60$ detik.....	87
Gambar 4. 27 Hasil transformasi wavelet kontinu untuk sinyal O1 ter- <i>filter</i> dari $t=30$ detik hingga $t=60$ detik.....	87

Gambar 4. 28 Hasil CWT pada skala yang diuji: (a) skala awal $s=5 \times 10^{-3}$ dan penambahan per iterasi $ds=1 \times 10^{-2}$; (b) $s=9 \times 10^{-3}$ dan $ds=1 \times 10^{-2}$; (c) $s=9 \times 10^{-2}$ dan $ds=4 \times 10^{-4}$; (d) $s=9.5 \times 10^{-3}$ dan $ds=2.5 \times 10^{-4}$	88
Gambar 4. 29 Posisi elektroda CZ dari hasil pengukuran <i>nasion-inion</i> dan <i>ear to ear</i> subjek	89
Gambar 4. 30 Perekaman sinyal ECG untuk menguji kelelahan mental yang dialami subjek Irwin Santoso	90
Gambar 4. 31 Proses monitoring kelelahan mental pada subjek: (a)Sapta Setiawan; (b) Irwin Santoso.	91
Gambar 4. 32 Hasil pengujian algoritma deteksi waktu terjadinya kelelahan mental secara multimodal	92
Gambar 4. 33 Hasil monitoring kelelahan mental subjek Sapta Setiawan pada sesi pertama.....	93
Gambar 4. 34 Hasil monitoring kelelahan mental subjek Sapta Setiawan pada sesi kedua	94
Gambar 4. 35 Hasil monitoring kelelahan mental subjek Sapta Setiawan pada sesi ketiga.....	94
Gambar 4. 36 Hasil monitoring kelelahan mental subjek Sapta Setiawan pada sesi keempat	95
Gambar 4. 37 Hasil monitoring kelelahan mental subjek Sapta Setiawan pada sesi kelima.....	95
Gambar 4. 38 Hasil monitoring kelelahan mental subjek Sapta Setiawan pada sesi keenam	96
Gambar 4. 39 Hasil monitoring kelelahan mental subjek Irwin Santoso pada sesi pertama	97
Gambar 4. 40 Hasil monitoring kelelahan mental subjek Irwin Santoso pada sesi kedua.....	97
Gambar 4. 41 Hasil monitoring kelelahan mental subjek Irwin Santoso pada sesi ketiga	98
Gambar 4. 42 Hasil monitoring kelelahan mental subjek Irwin Santoso pada sesi keempat.....	98

Gambar 4. 43 Hasil monitoring kelelahan mental subjek Irwin Santoso
pada sesi kelima..... 99

Gambar 4. 44 Hasil monitoring kelelahan mental subjek Irwin Santoso
pada sesi keenam 99



RIWAYAT HIDUP PENULIS



Penulis dilahirkan di Surabaya pada tanggal 28 April 1993 bernama Sapta Setiawan. Penulis mulai menjalankan studi di Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS) pada tahun 2011. Selama menjadi mahasiswa penulis aktif sebagai anggota Tim Pembina Kerohanian Buddha ITS dari tahun 2012 sampai sekarang, aktif menjadi asisten di Laboratorium Elektronika Dasar B202 Jurusan Teknik Elektro ITS dari tahun 2013, dan menjadi aktivis di

berbagai kegiatan sosial eksternal kampus. Riwayat pendidikan penulis :

- SMAK St. Louis 1, Surabaya, Jawa Timur, lulus tahun 2011,
- SMPK Santa Clara, Surabaya, Jawa Timur, lulus tahun 2008,
- SDK Santa Clara, Surabaya, Jawa Timur, lulus tahun 2005.

Penulis telah mengikuti Seminar Tugas Akhir yang diadakan pada bulan Mei dan Sidang Tugas Akhir yang diadakan pada bulan Juni 2015. Diharapkan penulis dapat mengikuti wisuda periode ke-112 yang akan diadakan di bulan September 2015.

email: swawans_55555@yahoo.com

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Dalam kehidupan sehari-hari, aktivitas yang dilakukan oleh manusia dapat menyebabkan kelelahan. Selain kelelahan yang disebabkan oleh aktivitas fisik seperti berolah raga atau mengangkat beban, terdapat pula jenis kelelahan lain yang disebabkan oleh aktivitas yang tidak banyak melibatkan pergerakan fisik. Di zaman modern ini manusia semakin terbantu dengan teknologi berupa komputer dimana mereka dapat melakukan kegiatan seperti membaca, berhitung, mengenali objek, menjelajah internet dan bekerja tanpa perlu menguras banyak tenaga fisik. Akan tetapi, pekerjaan di depan layar komputer semacam itu membutuhkan kewaspadaan dalam jangka waktu yang lama dan aktivitas mental yang menetap sehingga dapat menimbulkan kelelahan. Kelelahan semacam inilah yang dikenal sebagai kelelahan mental.

Kelelahan mental adalah fenomena saat sel-sel otak menjadi sangat letih yang menyebabkan tingkat konsentrasi menurun atau rasa mengantuk dalam jangka waktu singkat maupun panjang. Kelelahan mental disebabkan oleh aktivitas kognitif yang berkepanjangan. Kondisi mental seperti ini sering kali tidak dirasakan secara sadar atau diabaikan, dan sikap seperti inilah yang menyebabkan kesalahan, kegagalan, dan gangguan kesehatan pada manusia.

Amplitudo dan frekuensi alpha, beta, dan delta dari elektroensefalogram (EEG) dan variabilitas laju detak jantung dari elektrokardiogram (ECG) adalah indikator yang paling dapat diandalkan untuk mendeteksi terjadinya kelelahan mental. Dengan melakukan monitoring terhadap dua parameter yaitu perubahan frekuensi dan amplitudo dalam waktu tertentu yang terjadi pada gelombang otak, dan perubahan laju detak jantung dalam waktu yang sama, dapat diidentifikasi secara multimodal waktu yang menunjukkan terjadinya kelelahan mental tersebut. Untuk itu Tugas Akhir dengan Judul “**Sistem Monitoring Kelelahan Mental Secara Multi Modal Melalui Variabilitas Laju Detak Jantung dan Transformasi Wavelet Kontinu Pada Sinyal EEG**” diajukan sebagai salah satu syarat pengambilan gelar sarjana.

1.2 Permasalahan

Permasalahan yang akan dibahas dalam tugas akhir ini adalah:

1. Penelitian terhadap kelelahan mental yang ditandai dengan penurunan performa kognitif berdasarkan frekuensi gelombang otak yang dihasilkan dalam 6 sesi monitoring, 5 sesi pertama berdurasi 5 menit dan 1 sesi terakhir berdurasi 10 menit dengan jeda 5 menit pada tiap sesinya.
2. Penelitian terhadap kelelahan mental melalui aktivitas jantung berdasarkan karakteristik variabilitas detak jantungnya (*heart rate variability*).
3. Perancangan perangkat lunak yang dapat mendeteksi pola yang dihasilkan dari gelombang otak dan variabilitas laju detak jantung sehingga dapat ditentukan secara multimodal waktu terjadinya kelelahan mental.

1.3 Tujuan

Tujuan dari penelitian ini adalah:

1. Mendeteksi pola gelombang otak yang menandakan terjadinya kelelahan mental melalui perubahan frekuensi dan amplitudonya pada waktu tertentu.
2. Mendeteksi pola perubahan laju detak jantung yang menandakan terjadinya kelelahan mental.
3. Menghasilkan program yang dapat mengolah sinyal otak dan jantung sehingga secara multimodal dapat menampilkan pola dan mendeteksi waktu yang menunjukkan terjadinya kelelahan mental.

1.4 Metodologi

Metodologi yang digunakan pada pembuatan tugas akhir ini adalah sebagai berikut:

1. Studi literatur
 - a. Instrumentasi dan *filter* pada elektrokardiograf.
 - b. Elektroensefalogram (EEG)
 - c. Kelelahan mental
2. Perancangan alat dan pembuatan program
 - a. Pengadaan bahan dan peralatan.
 - b. Pengujian kondisi komponen.
 - c. Perakitan perangkat elektronika.
 - d. Pemograman perangkat lunak

e. Pengujian.

3. Pengambilan data
Setelah alat diuji agar bekerja sesuai dengan yang diharapkan selanjutnya alat akan digunakan untuk mengukur dan mengambil data subjek penelitian.
4. Penulisan buku tugas akhir
Penulisan laporan dilakukan sebagai penggambaran kesimpulan dari tugas akhir ini. Kesimpulan tersebut merupakan jawaban dari permasalahan yang dianalisis. Selain itu juga akan diberikan saran sebagai masukan berkaitan dengan apa yang telah dilakukan.

1.5 Sistematika Penulisan

Laporan tugas akhir ini disusun dengan sistematika sebagai berikut:

- BAB I Pendahuluan membahas latar belakang, tujuan, perumusan masalah, metode, sistematika pembahasan, dan relevansi.
- BAB II Teori penunjang dan literatur yang berguna bagi tugas akhir ini.
- BAB III Perencanaan penelitian.
- BAB IV Hasil percobaan dibahas pada bab ini.
- BAB V Penutup berisi kesimpulan yang diperoleh dari pembuatan tugas akhir ini, serta saran-saran untuk pengembangan lebih lanjut.

1.6 Relevansi

Hasil dari tugas akhir ini diharapkan dapat mengetahui pola sinyal otak dan variabilitas detak jantung saat terjadinya kelelahan metal dan dapat membantu kelanjutan dari penelitian yang serupa kedepannya.



BAB II

TEORI PENUNJANG

Pada BAB II akan dibahas mengenai teori-teori dasar penunjang yang akan dijadikan sebagai referensi dalam menyusun tugas akhir, yang meliputi teori mengenai otak, elektroensefalogram, jantung, rangkaian penguat instrumentasi, *filter* aktif, rangkaian penjumlah tidak membalik, algoritma QRS detektor, *digital filter* Alarcon, ARM, transformasi wavelet kontinu, dan kelelahan mental.

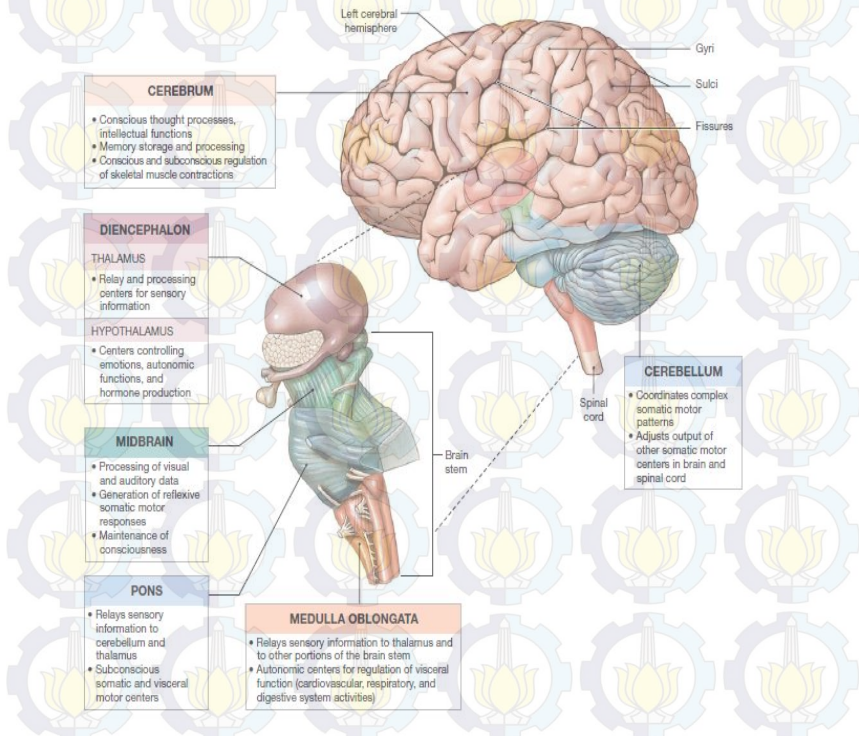
2.1 Otak

Otak adalah organ yang terdapat di rongga kepala dan merupakan organ yang sangat penting karena berhubungan dengan sistem saraf manusia. Otak manusia dewasa mengandung hampir 98% dari jaringan saraf tubuh. Otak pada umumnya memiliki berat 1,4 Kg (3 lb) dan memiliki volume 1200 cc. Ukuran otak bervariasi setiap orang. Otak laki-laki sekitar 10% lebih besar dari otak wanita, hal ini akibat dari perbedaan ukuran rata-rata tubuh.[1] Secara anatomi, otak dapat terbagi menjadi :

- *Cerebrum*. *Cerebrum* dari otak dewasa dapat dibagi menjadi sepasang *cerebral hemispheres* yang besar. Kesadaran, pikiran, sensasi, intelektual, ingatan, dan pergerakan kompleks berasal dari *cerebrum*.
- *Cerebellum*. *Hemisphere* dari *cerebellum* secara parsial tersembunyi oleh *cerebral hemisphere*. *Cerebellum* mengatur pergerakan yang sedang berlangsung dan dasar perbandingan antara sensasi yang datang dan sensasi sebelumnya sehingga mengakibatkan kita dapat melakukan pergerakan yang sama lagi dan lagi.
- *Diencephalon*. *Diencephalon* adalah penghubung struktural dan fungsional antara *cerebral hemisphere* dan komponen dari *brain stem* (batang otak). *Mesencephalon*, *pons*, dan *medulla oblongata* adalah bagian yang terdapat pada *brain stem*. *Mesencephalon* atau otak tengah berfungsi memproses informasi visual dan auditori dan mengendalikan refleks yang dipicu oleh stimulus auditori dan visual tersebut. *Pons* berfungsi menghubungkan *cerebellum* ke *brain stem* sebagai saluran dan pusat *relay* , memiliki *nuclei*

somatik dan kontrol *visceral* motorik. *Medulla oblongata* berfungsi untuk menghubungkan otak dengan sumsum tulang belakang (*spinal cord*), menyampaikan informasi sensorik ke *thalamus* dan pusat pada bagian *brain stem*, serta mengatur fungsi *autonomic* seperti detak jantung, tekanan darah, dan pencernaan.[1] Anatomi otak terlihat seperti Gambar 2.1.

Cerebrum adalah bagian otak yang sering dirujuk saat istilah otak digunakan. *Cerebrum* memiliki dua belahan yang disebut *cerebral hemispheres*. Sebuah *cerebral hemisphere* (*hemispherium cerebrale*) didefinisikan sebagai salah satu dari dua bagian otak yang digambarkan oleh sumbu tengah dari tubuh (*median plane*).

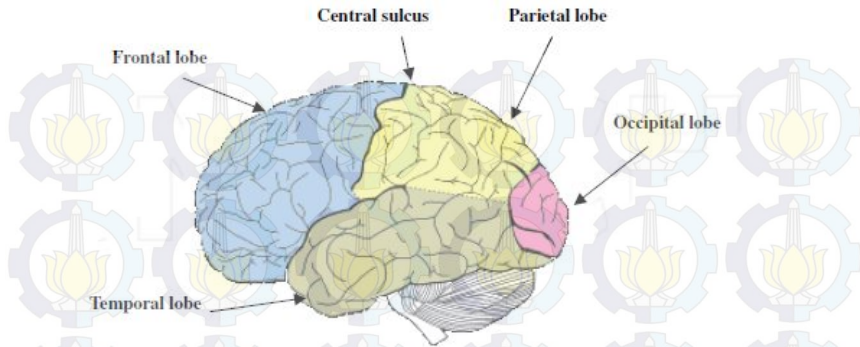


Gambar 2. 1 Anatomi otak beserta fungsinya[1]

Setiap *cerebral hemisphere* memiliki *cerebral cortex* yang terbagi atas lobus-lobus yang memiliki fungsi masing-masing, yaitu:

- *Frontal Lobe*, merupakan area dari otak yang berada di depan pada setiap *cerebral hemisphere*, berfungsi untuk mengatur kontrol impuls, pengambilan keputusan, kemampuan berbahasa, ingatan, fungsi motorik, kemampuan menyelesaikan masalah, perilaku seksual, sosialisasi, dan spontanitas, serta mendukung dalam perencanaan, koordinasi, kontrol, dan eksekusi perilaku. Fungsi eksekusi ini termasuk kemampuan untuk mengenali akibat dari tindakan yang sedang dilakukan, memilih antara baik dan buruk, mengenali persamaan dan perbedaan dari suatu kejadian, serta meredam respon sosial yang tidak dapat diterima.
- *Parietal Lobe*, berfungsi untuk mengintegrasikan informasi sensori dari beberapa modalitas terutama untuk menentukan lokasi spasial dari suatu objek sehingga dapat memetakan koordinat dari objek-objek tersebut ke dalam koordinat tubuh, mengenali angka dan hubungan antar angka-angka, serta memanipulasi suatu objek.
- *Temporal Lobe*, berfungsi untuk memproses informasi auditori karena memiliki *auditory cortex* primer, memiliki *hippocampus* yang terlibat dalam pembentukan memori, dan *temporal lobe* sebelah kiri memiliki fungsi yang tidak hanya terbatas pada kemampuan pendengaran mendasar, namun juga memiliki kemampuan pemahaman, penamaan, ingatan verbal, dan fungsi bahasa lainnya.
- *Occipital Lobe*, berfungsi sebagai pusat yang memproses informasi visual pada otak karena memiliki sebagian besar daerah *visual cortex*, memproses informasi visuospasial, membedakan warna, dan persepsi terhadap gerakan.
- *Central Sulcus*, merupakan lipatan pada *cerebral cortex* yang sering disebut sebagai *central fissure*, menjadi penanda batas yang memisahkan *parietal lobe* dengan *motor cortex* primer pada *somatosensory cortex* primer. *Central Sulcus* memiliki sistem *somatomotor* yang berfungsi untuk mengatur otot rangka, berinteraksi dengan sistem sensori primer dan *cerebellum* yang juga memiliki peran penting dalam interaksi dengan sistem sensori.[2]

Gambar 2.2 menunjukkan posisi lobus pada *cerebrum*.

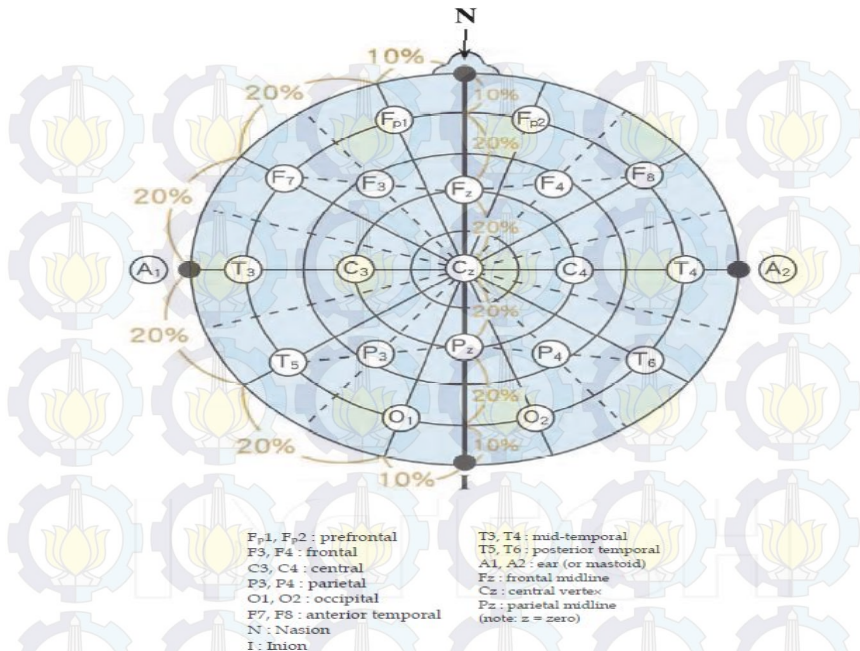


Gambar 2. 2 Bagian-bagian pada *cerebrum*[2]

2.2 Elektroensefalogram (EEG)

Elektroensefalografi merupakan suatu pengukuran neurofisiologis terhadap aktivitas kelistrikan pada otak dengan merekamnya melalui elektroda yang diletakkan di kepala atau dalam kasus tertentu diletakkan di dalam *cerebral cortex*. Elektroensefalografi pertama kali ditemukan oleh seorang neuropsikiatris bernama Hans Berger (1873-1941). Penempatan elektroda dilakukan dengan mengukur area kepala, dan penempatan serta nama elektrodanya telah diatur dalam aturan internasional 10-20 *system* seperti pada Gambar 2.3 (Andreassi, 2000)[2].

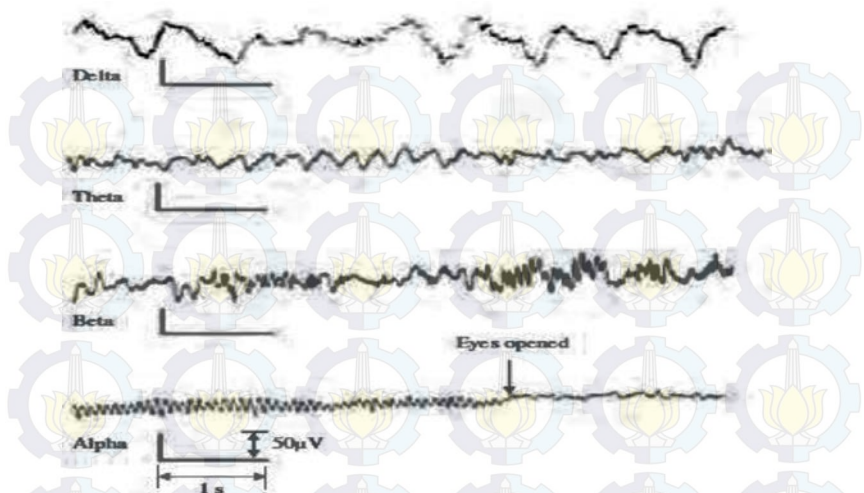
Sistem ini memastikan hasil yang dapat diandalkan dan dapat direproduksi. Hasil dari pengukurannya disebut elektroensefalografi (EEG) yang merepresentasikan sinyal listrik (*postsynaptic potentials*) dari sejumlah besar neuron. Hasil pengukuran ini sering disebut sebagai gelombang otak, namun pemakaian istilah ini kurang tepat karena otak tidak dapat memancarkan gelombang listrik (Cobb, 1983). EEG adalah hasil tes dari fungsi otak, namun pada ranah klinis digunakan sebagai korelasi kotor dari aktivitas otak (Ebersole, 2002). Hasil pengukuran EEG bukanlah berupa arus listrik yang mengalir pada otak, melainkan perbedaan potensial antara bagian-bagian yang berbeda pada otak. EEG mampu mendeteksi perubahan aktivitas kelistrikan di otak pada tingkat milisekon.



Gambar 2. 3 Penempatan elektroda EEG berdasarkan international 10-20 system[2]

Empat jenis utama dari sinyal sinusoidal ritmis yang dihasilkan melalui EEG dikenali sebagai sinyal dengan frekuensi alpha, beta, delta, dan theta. Tidak ada kesepakatan umum mengenai rentang frekuensi dari setiap jenis frekuensi sinyal. Bentuk sinyal otak pada setiap jenis frekuensinya ditunjukkan oleh Gambar 2.4.

- Frekuensi Delta adalah frekuensi yang memiliki rentang hingga 4 Hz, sering ditemukan pada kondisi tidur lelap (tidur tingkat 3 dan 4), memiliki amplitudo yang paling besar dari semua jenis frekuensi.
- Frekuensi Theta memiliki rentang frekuensi antara 4 Hz hingga 8 Hz dan sering diasosiasikan dengan keadaan mengantuk, masa kanak-kanak, hingga remaja. Frekuensi ini sering ditemukan pada kondisi hiperventilasi, hipnosis, melamun, kondisi tak sadar saat akan berjalan, dan juga saat tepat akan tidur.

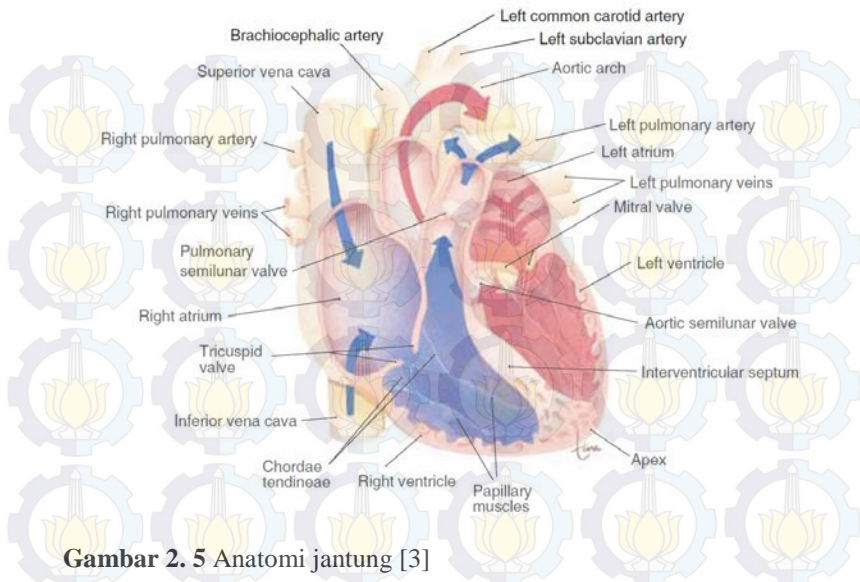


Gambar 2. 4 Bentuk sinyal EEG pada setiap jenis frekuensi [2]

- Frekuensi Alpha memiliki rentang frekuensi antara 8 Hz hingga 13 Hz, berasal dari *occipital* dan *parietal cortex*, dan menunjukkan kondisi rileks pada keadaan sadar. Untuk membangkitkan frekuensi alpha, biasanya dibutuhkan mata tertutup. Alpha meningkat saat terjadi rasa kantuk yang hebat dan saat terjadi peningkatan pada aliran visual.
- Frekuensi Beta memiliki rentang frekuensi diatas 13 Hz, memiliki amplitudo sinyal yang rendah, dan sering diasosiasikan dengan keadaan aktif, sibuk berpikir, dan konsentrasi.

2.3 Jantung

Jantung merupakan organ yang berfungsi sebagai alat pemompa darah menuju pembuluh arteri, kapiler, dan vena. Jantung terdapat pada rongga diantara paru-paru yang disebut *mediastinum*. Ukuran jantung sebesar genggam tangan manusia dengan berat sekitar 300 gram. Jantung mampu berdetak rata-rata seratus ribu kali setiap hari.



Gambar 2. 5 Anatomi jantung [3]

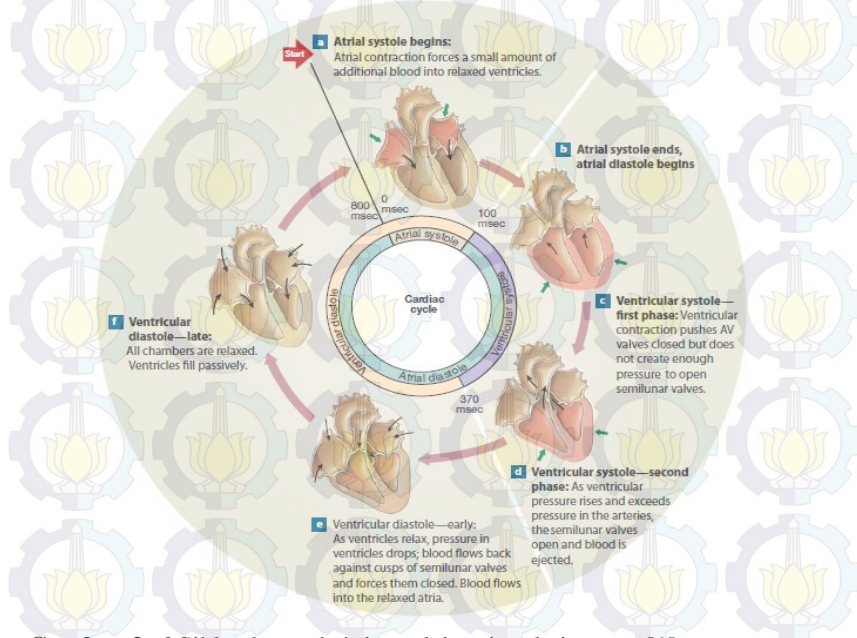
Jantung terbungkus oleh selaput jantung yang disebut perikardium. Perikardium terdiri dari tiga buah lapisan yaitu lapisan terluar yang disebut *fibrous pericardium*, lapisan tengah yang disebut *parietal pericardium*, dan lapisan dalam yang menempel pada dinding jantung yang disebut *visceral paricardium /epicardium*. Di antara lapisan *visceral* dan *parietal* terdapat rongga yang berisi cairan *serous*. Cairan ini berfungsi untuk menahan gesekan yang terjadi pada jantung. Organ jantung sendiri tersusun atas otot jantung (*myocardium*) dan *endocardium* yang menyusun ruangan-ruangan pada jantung. Anatomi jantung terlihat seperti Gambar 2.5.

Jantung mempunyai empat buah ruangan yaitu *left atrium* (serambi kiri), *right atrium* (serambi kanan), *left ventricle* (bilik kiri), dan *right ventricle* (bilik kanan). Sisi kiri dan kanan jantung dipisahkan oleh *septum* (sekat) yang tersusun atas otot padat yang disebut *interventricular septum*.

Serambi merupakan ruangan jantung yang merupakan tempat masuknya darah dari pembuluh balik (*vena*). Diantara serambi kiri dan bilik kiri terdapat katup *bikuspidalis* (katup dua gelambir) yang berfungsi untuk mencegah darah dalam bilik kiri agar tidak mengalir

kembali ke serambi kiri pada saat jantung berkontraksi. Bagian bilik jantung memiliki otot lebih tebal daripada serambi karena bilik jantung berfungsi memompa darah ke luar jantung. Diantara serambi kanan dengan bilik kanan terdapat katup *trikuspidalis* (katup tiga gelambir) yang berfungsi untuk mencegah darah dalam bilik kanan agar tidak mengalir kembali ke serambi saat jantung berkontraksi.

Saat jantung memompa darah, serambi dan bilik jantung mengembang dan menguncup secara bergantian. Bila serambi mengembang, darah dari seluruh tubuh akan dipompa masuk ke dalam jantung melalui pembuluh balik (vena). Darah dari seluruh tubuh akan masuk ke dalam serambi kanan dan darah dari *vena pulmonalis* yang kaya akan oksigen masuk ke dalam serambi kiri. Bila serambi menguncup maka bilik jantung akan mengembang dan darah mengalir dari serambi ke bilik. Bilik merupakan bagian jantung yang berfungsi memompa darah ke seluruh tubuh. Gambar 2.6 menunjukkan proses kontraksi jantung pada manusia.

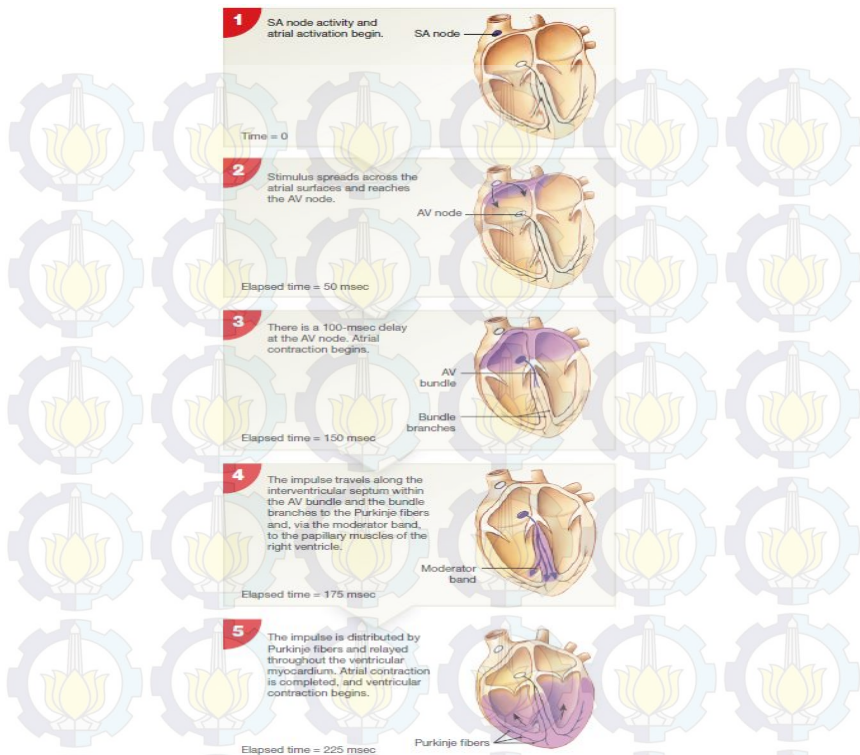


Gambar 2. 6 Siklus kontraksi dan relaksasi pada jantung [1]

Sistole adalah keadaan saat darah masuk ke dalam bilik, rangsang melalui *bundle of Hiss* (*Atrioventricular / AV bundle*) terputus dalam waktu kurang dari sepersepuluh detik sehingga dapat digunakan oleh otot jantung untuk beristirahat, kemudian otot bilik menguncup dan darah dalam jumlah banyak dipompa dari bilik ke pembuluh arteri pulmonalis serta aorta sehingga membuat tekanan pada ruangan jantung menjadi maksimal. *Sistole* disebut juga kondisi jantung yang sedang berkontraksi. Sementara *diastole* adalah keadaan saat bilik menguncup, darah yang kaya oksigen pada bilik kiri dipompa ke seluruh bagian tubuh sedangkan darah yang kaya akan CO₂ pada bilik kanan akan dipompa ke paru-paru, kemudian otot ventricle mengendur dan mengalami relaksasi maksimal sehingga tekanan jantung sangat rendah. *Diastole* disebut juga kondisi jantung yang sedang relaksasi.

Kontraksi dan relaksasi pada jantung dipengaruhi oleh fase *depolarization* dan *repolarization* pada otot-otot jantung. Fase *depolarization* merupakan keadaan dimana terjadi proses penyebaran impuls atau rangsangan pada jantung. Sedangkan fase *repolarization* merupakan kondisi dimana otot-otot jantung tidak melakukan aktifitas atau istirahat. Konduksi impuls listrik pada jantung dimulai saat *sinoatrial (SA) node* mulai mengaktivasi daerah atrium. SA node berfungsi sebagai pembangkit impuls atau *pacemaker* yang terdapat pada dinding atrium kanan, dan menghasilkan rata-rata 80-100 *action potential* setiap menitnya. Kemudian impuls menyebar melalui permukaan atrium/serambi jantung hingga mencapai *atrioventricular (AV) node* yang terletak pada persimpangan antara atrium dan ventrikel. Ada jeda sekitar 100 milisekon pada AV node sebelum atrium mulai berkontraksi. Setelah itu, impuls menyebar melalui *intervertricular septum* pada AV *bundle* hingga mencapai serabut *purkinje*, dan dengan dibantu oleh *moderator band* akhirnya mencapai otot papilaris di bilik kanan jantung. Kemudian impuls tersebut didistribusikan oleh serabut *purkinje* dan di-relay ke seluruh otot bilik (*ventricular myocardium*). Pada fase ini, kontraksi serambi telah selesai dan kontraksi bilik dimulai. Satu siklus ini membutuhkan waktu 225 milisekon.[1] Gambar 2.7 menunjukkan proses induksi impuls yang menyebabkan *depolarization* dan *repolarization* pada jantung.

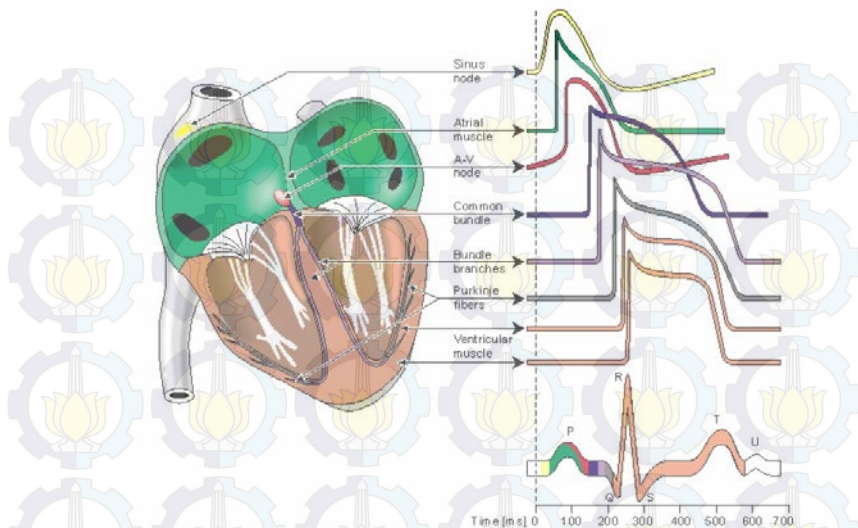
Kelistrikan pada jantung cukup kuat untuk terdeteksi oleh elektroda pada permukaan tubuh. Rekaman aktivitas jantung ini dinamakan elektrokardiogram (ECG/EKG). Sinyal kelistrikan jantung yang terekam dalam elektrokardiogram dan menunjukkan terjadinya



Gambar 2. 7 Siklus konduksi impuls pada jantung [1]

fase *depolarization* dan *repolarization* dapat digambarkan sebagai gelombang PQRSTU. Sinyal pertama yang disebut sebagai P merupakan *atrial depolarization*. Sinyal berikutnya yang muncul setelah sinyal P yaitu sinyal QRS merupakan *ventricle activity*. Sinyal T merupakan aktivitas repolarisasi ventrikel pada jantung. Interval dari awal sinyal kompleks QRS ke puncak sinyal T disebut sebagai periode refraksi absolut dan separuh terakhir sinyal T disebut sebagai periode refraksi relatif. Sinyal U tidak selalu terlihat karena mempunyai amplitudo yang sangat kecil.

Sinyal U menggambarkan repolarisasi otot *papilaris* atau serabut *purkinje*. [1] Morfologi sinyal ECG yang berkaitan dengan aktivitas fisiologis pada tiap-tiap ruang jantung dapat terlihat pada Gambar 2.8.



Gambar 2. 8 Morfologi sinyal ECG [13][15]

Sinyal yang memiliki amplitudo tertinggi dalam perekaman aktivitas jantung adalah sinyal kompleks QRS dimana di dalam sinyal tersebut dapat dihitung *RR interval* dan *heart rate*. Sinyal kompleks QRS juga dapat digunakan untuk mendiagnosis aritmia jantung, abnormalitas konduksi, hipertrofi bilik, infark otot jantung, gangguan elektrolit, dan penyakit lain.

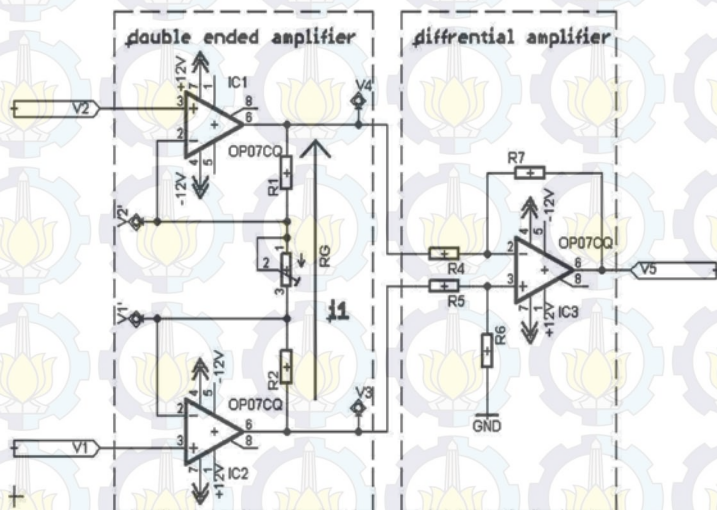
2.4 Rangkaian Penguat Instrumentasi

Penguat Instrumentasi adalah penguat diferensial mempunyai keuntungan yang sangat tinggi yang memiliki impedansi masukan yang tinggi dan *output* berakhir tunggal. Penguat instrumentasi digunakan terutama untuk memperkuat sinyal diferensial sangat kecil dari pasangan transduser. Tidak seperti penguat differential standar di mana penguatan loop tertutup mereka ditentukan oleh umpan balik resistif eksternal yang terhubung antara terminal *output* mereka dan satu terminal *input*, baik positif atau negatif, penguat instrumentasi memiliki resistor umpan balik internal yang efektif terisolasi dari terminal *input* sebagai sinyal *input* diterapkan di dua *input* diferensial, V1 dan V2 .

Parameter yang paling penting pada rangkaian penguat instrumentasi adalah CMRR. CMRR merupakan suatu parameter yang mengartikan untuk mereduksi sinyal yang sama pada kedua sisi masukannya. Secara teori CMRR dituliskan sebagai perbandingan antara penguat diferensial dengan penguat common. Idealnya, penguat instrumentasi menggunakan op-amp memiliki CMRR tak hingga[6]. Akan tetapi, pada kenyataannya, CMRR pada op-amp berkisar antara 40 – 200dB. Sinyal gangguan atau *noise* biasanya masuk pada dua sisi masukan dengan amplitudo dan fasa yang sama, sehingga dengan nilai CMRR yang tinggi, sinyal *noise* akan semakin kecil. Saat $V_1 = V_2$, maka idealnya $V_o = 0$ Volt.

2.4.1 Teori Rangkaian Penguat Instrumentasi

Rangkaian penguat instrumentasi terdiri dari rangkaian double Ended amplifier dan rangkaian penguat diffrential, maka dapat dianalisa secara terpisah maupun satu.[13] Gambar rangkaian dapat dilihat pada Gambar 2.9.



Gambar 2. 9 Rangkaian penguat instrumentasi

Rangkaian penguat instrumentasi dapat dianalisa seperti berikut dengan asumsi tegangan $V1$ lebih positif dari $V2$. Karena adanya karakteristik *virtual ground* pada op-amp, maka $V1' = V1$, $V2' = V2$. Adanya beda potensial antara $V1$ dan $V2$ menimbulkan arus $i1$ yang mengalir antara $V3$ dan $V4$, sehingga menghasilkan Persamaan (2.1) dan Persamaan (2.2).

$$i1 = \frac{V1-V2}{RG} \quad (2.1)$$

$$V3 - V4 = i1(R1 + R2 + RG) \quad (2.2)$$

Dari Persamaan (2.1) dan (2.2), jika disubstitusi akan menghasilkan Persamaan (2.3).

$$\frac{V3-V4}{V1-V2} = \frac{R1+R2+RG}{RG} \quad (2.3)$$

Jika nilai $R1=R2=R$, maka Persamaan (2.3) dapat dinyatakan sebagai Persamaan (2.4).

$$\frac{V3-V4}{V1-V2} = \frac{2R}{RG} + 1 \quad (2.4)$$

Keluaran dari rangkaian *double Ended amplifier* adalah masukan bagi penguat rangkaian diferensial, sehingga persamaan pada penguat diferensial dapat dituliskan dalam Persamaan (2.5), (2.6), dan (2.7).

$$V5 = V5|V3 + V5|V4 \quad (2.5)$$

$$V5|V3 = \left(\frac{R7}{R4} + 1\right) \times \left(\frac{R6}{R5+R6} \times V3\right) \quad (2.6)$$

$$V5|V4 = -\left(\frac{R7}{R4} \times V4\right) \quad (2.7)$$

Dari Persamaan (2.5), (2.6), dan (2.7), $V5$ dapat dinyatakan sebagai Persamaan (2.8).

$$V5 = \left[\left(\frac{R7}{R4} + 1\right) \times \left(\frac{R6}{R5+R6} \times V3\right)\right] - \left[\frac{R7}{R4} \times V4\right] \quad (2.8)$$

Jika $R4=R5=R6=R7=R$, Persamaan (2.8) dapat disederhanakan menjadi Persamaan (2.9).

$$V5 = V3 - V4 \quad (2.9)$$

Persamaan (2.9) kembali disubstitusikan dengan Persamaan (2.4) untuk mendapatkan hubungan *input-output* dari penguat instrumentasi yang dinyatakan dalam Persamaan (2.10).

$$V5 = \left(\frac{2R}{RG} + 1 \right) \times (V1 - V2) \quad (2.10)$$

2.4.2 IC AD620

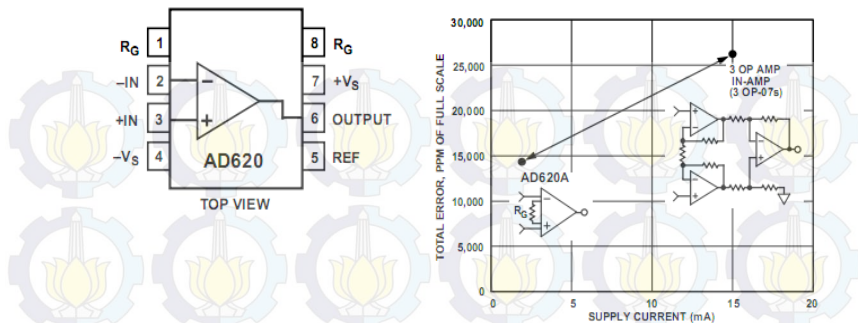
AD620 merupakan penguat instrumentasi yang telah dikemas dalam bentuk IC (*Integrated Circuit*). IC AD620 dibuat berdasarkan pendekatan rangkaian 3 *op-amp* sebagai penguat instrumentasi, IC ini mempunyai tingkat akurasi tinggi dan hanya memerlukan 1 resistor eksternal R_G untuk mengatur penguatan dengan rentang 1 hingga 1000 kali. Bentuk dan kemasan AD620 yang kecil dengan konsumsi *power* yang rendah menjadikan komponen ini cocok digunakan untuk alat yang menggunakan *supply* dari baterai.[13] Berikut ini adalah gambar pin IC AD620 dan persamaannya dengan 3op-amp pada Gambar 2.10.

Resistor internal $R1$ dan $R2$ telah ditetapkan sebesar $24.7k\Omega$, sehingga penguatan dapat dihitung berdasarkan nilai tahanan eksternal R_G dengan Persamaan (2.11).

$$G = \frac{49.4k\Omega}{RG} + 1 \quad (2.11)$$

Parameter penting dalam menggunakan instrumen adalah *Common mode rejection ratio* (CMRR). CMRR adalah ratio dari penguatan diferensial(A_{dm}) dan penguatan bersama(A_{cm}) seperti pada Persamaan (2.12).

$$CMRR = 20 \times \log \left| \frac{A_{dm}}{A_{cm}} \right| \quad (2.12)$$



Gambar 2. 10 konfigurasi pin AD620 dan pebandingan dengan 3 op-amp[5]

2.5 Rangkaian Filter Sinyal Waktu Kontinu dan Penjumlah Tak Membalik

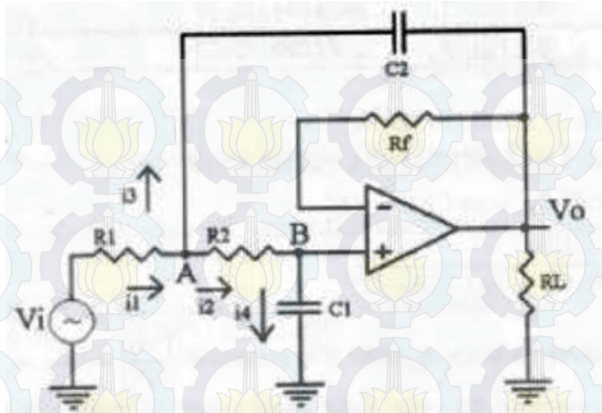
2.5.1 Low Pass Filter

Low pass filter merupakan *filter* yang melewatkan amplitudo sinyal yang dengan frekuensi dibawah frekuensi *cut-off* dan melemahkan sinyal diatas frekuensi *cut-off*. Gambar rangkaian dari *low pass filter* - 40dB/dec adalah seperti Gambar 2.11. *Low pass filter* -40dB/dec adalah LPF yang penguatannya turun sebesar -40 *decibel* apabila frekuensi *input* naik sebesar 10 kali atau satu dekade.[6]

Tegangan *output* diumpankan balik pada titik masukan negatif melalui RF dari pada titik A melalui C2. Idealnya tegangan antara selisih terminal *input* op-amp adalah nol, sehingga tegangan *output* juga sama dengan tegangan pada *input* negatif dan *input* positif opamp.

Berdasarkan Hukum Kirchoff 1(hukum arus) pada titik A dan pada titik B diperoleh persamaan i_1 pada titik A dan titik B seperti di bawah ini.

- Pada titik A: $i_1 = i_2 + i_3$
- Pada titik B: $i_1 = i + i_4 = i_4$



Gambar 2. 11 Rangkaian LPF -40dB/dec [6]

Tegangan V_o sama dengan V_B sehingga penguatan *filter* dapat diturunkan seperti di bawah ini dan menghasilkan Persamaan (2.13).

$$i_4 = \frac{V_B}{\frac{1}{j\omega \cdot C_1}} = j\omega \cdot C_1 \cdot V_B = j\omega \cdot C_1 \cdot V_o$$

$$i_2 = \frac{V_A - V_B}{R_2} = \frac{V_A - V_o}{R_2}$$

$$i_2 = i_4 = j\omega \cdot C_1 \cdot V_o$$

$$\frac{V_A - V_o}{R_2} = j\omega \cdot C_1 \cdot V_o$$

$$V_A = V_o + j\omega \cdot C_1 \cdot R_2 \cdot V_o$$

$$i_3 = \frac{V_A - V_o}{\frac{1}{j\omega \cdot C_2}} = (V_A - V_o) j\omega \cdot C_2$$

$$i_3 = (V_o + j\omega \cdot C_1 \cdot R_2 \cdot V_o - V_o) j\omega \cdot C_2$$

$$i_3 = -\omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_2 \cdot V_o$$

$$i1=i2+i3$$

$$\frac{V_i - V_A}{R1} = j\omega \cdot C1 \cdot V_o + (-\omega^2 \cdot C1 \cdot C2 \cdot R1 \cdot R2 \cdot V_o)$$

$$V_i = V_A + j\omega \cdot C1 \cdot R1 \cdot V_o - \omega^2 \cdot C1 \cdot C2 \cdot R1 \cdot R2 \cdot V_o$$

$$V_i = V_o + j\omega \cdot C1 \cdot R2 \cdot V_o + j\omega \cdot C1 \cdot R1 \cdot V_o - \omega^2 \cdot C1 \cdot C2 \cdot R1 \cdot R2 \cdot V_o$$

$$V_i = V_o \left\{ 1 - \omega^2 \cdot C1 \cdot C2 \cdot R1 \cdot R2 + j\omega \cdot C1 (R1 + R2) \right\}$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{1 - \omega^2 \cdot C1 \cdot C2 \cdot R1 \cdot R2 + j\omega \cdot C1 (R1 + R2)} \quad (2.13)$$

Pada LPF -40db/dec bahwa pada $\omega = \omega_c$ maka nilai penguatan

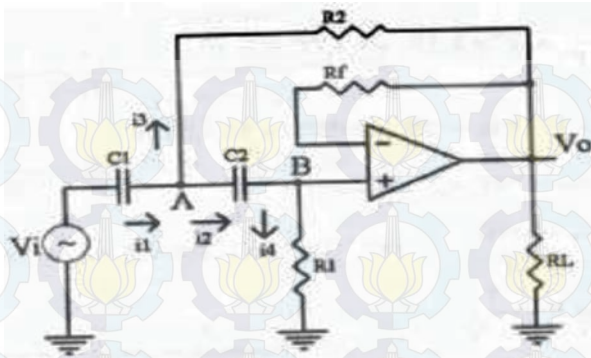
$$\left| \frac{V_o}{V_i} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0.707$$

Dan sudut padanya sama dengan -90° . Supaya menghasilkan sudut $+90^\circ$ maka nilai $1 - \omega_c^2 \cdot C1 \cdot C2 \cdot R1 \cdot R2$ atau dinyatakan dalam Persamaan (2.14).

$$\omega_c = \frac{1}{\sqrt{C1 \cdot C2 \cdot R1 \cdot R2}} \quad (2.14)$$

2.5.2 High Pass Filter

High pass filter (HPF) merupakan *filter* yang melewatkan amplitudo sinyal yang dengan frekuensi diatas frekuensi *cut-off* dan melemahkan sinyal dibawah frekuensi *cut-off*, berkebalikan dengan sifat dari *low pass filter*. HPF +40dB/dec adalah HPF yang penguatannya naik sebesar +40dB/dec setiap frekuensi *input* naik sepuluh kali atau satu dekade. Pada saat frekuensi *input* sama dengan frekuensi *cut-off*, maka penguatannya sama dengan $\left| \frac{V_o}{V_i} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0.707$.[6] Gambar rangkaian dari *High pass filter* 40dB/decade adalah pada Gambar 2.12.



Gambar 2. 12 Rangkaian HPF -40dB/dec [6]

Tegangan *output* (V_o) diumpanbalikkan pada titik masukan negatif melalui R_f dan pada titik A melalui R_2 . Jika op-amp ideal maka tegangan selisih antara *input* positif dan negatif op-amp adalah nol Volt, sehingga tegangan V_o sama dengan *input* positif dan sama dengan negatif op-amp. Hukum Kirchhoff I yang berlaku pada titik A dan B menghasilkan persamaan i_1 seperti di bawah ini.

- Pada titik A: $i_1 = i_2 + i_3$
- Pada titik B: $i_1 = i + i_4 = i_4$

Tegangan V_o sama dengan tegangan V_B sehingga penguatan *filter* dapat diturunkan seperti di bawah ini dan menghasilkan Persamaan (2.15).

$$i_2 = \frac{V_A - V_B}{\frac{1}{j\omega \cdot C_2}} = j\omega \cdot C_2 \cdot (V_A - V_o)$$

$$i_4 = \frac{V_B}{R_1} = \frac{V_o}{R_1}$$

$$i_2 = i_4$$

$$(V_A - V_o) \cdot j\omega \cdot C_2 = \frac{V_o}{R_1}$$

$$V_A = V_o + \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1}$$

$$i_1 = \frac{V_i - V_A}{1/j\omega \cdot C_1} = j\omega \cdot C_1 \cdot (V_i - V_A)$$

$$i_1 = \left(V_i - V_o - \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1} \right) \cdot j\omega \cdot C_1$$

$$i_4 = \frac{V_A - V_o}{R_2}$$

$$i_1 = i_2 + i_3$$

$$\left(V_i - V_o - \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1} \right) \cdot j\omega \cdot C_1 = (V_A - V_o) \cdot j\omega \cdot C_2 + \frac{V_A - V_o}{R_2}$$

$$\left(V_i - V_o - \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1} \right) \cdot j\omega \cdot C_1 = \left(V_o + \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1} - V_o \right) \cdot j\omega \cdot C_2 + \frac{V_o + \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1} - V_o}{R_2}$$

$$\left(V_i - V_o - \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1} \right) = \frac{V_o}{j\omega \cdot C_1 \cdot R_1} + \frac{V_o}{-\omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2}$$

$$V_i = V_o + \frac{V_o}{j\omega \cdot C_1 \cdot R_1} + \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1} - \frac{V_o}{\omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2}$$

$$V_i = V_o \cdot \left\{ 1 - \frac{1}{\omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2} + \frac{1}{j\omega \cdot R_1} \left(\frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} \right) \right\}$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{1 - \frac{1}{\omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2} - j \frac{1}{\omega \cdot R_1} \left(\frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} \right)} \quad (2.15)$$

Pada saat $\omega = \omega_c$ maka nilai penguatan $\left| \frac{V_o}{V_i} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0.707$ dan sudut fasanya $+90^\circ$. Supaya menghasilkan nilai sudut fasa seperti itu

maka nilai sudut pada penyebut Persamaan (2.15) sama dengan -90° , sehingga nilai $1 - \frac{1}{\omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2} = 0$ atau dapat dinyatakan sebagai Persamaan (2.16).

$$\omega_c = -\frac{1}{\sqrt{C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2}} \quad (2.16)$$

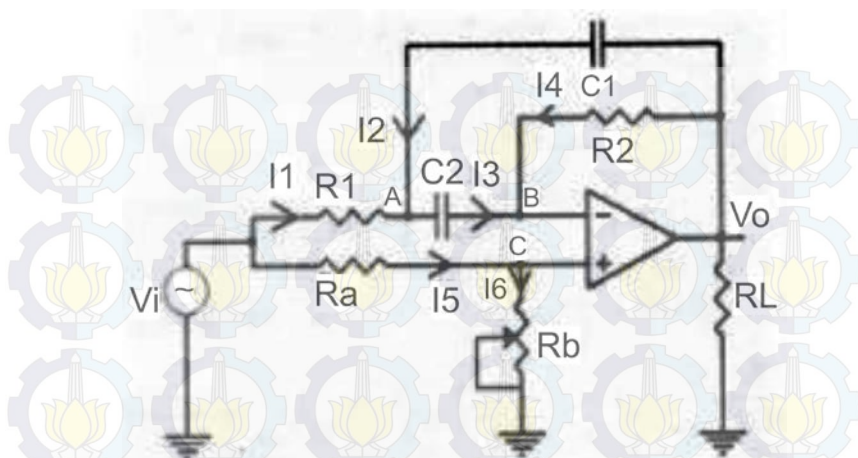
2.5.3 Band Stop Filter

Band Stop filter (BSF) adalah *filter* yang membuang/melemahkan amplitudo dari sinyal dengan lebar bidang frekuensi (*bandwidth-B*) tertentu yang dibatasi oleh frekuensi batas rendah (ω_{cl}) dan frekuensi batas atas (ω_{ch}), dan melewatkan frekuensi dibawah frekuensi batas rendah dan juga melewatkan frekuensi diatas frekuensi batas atas. Konfigurasi rangkaiannya terdapat pada Gambar 2.13.

BSF digolongkan menjadi 2 macam, yaitu *filter* lebar pita sempit dan pita lebar. *Filter* pita sempit adalah *filter* yang mempunyai *Bandwidth* lebih kecil sepersepuluh frekuensi resonansinya ($B < 0.1 \omega_r$), sedangkan *filter* pita lebar mempunyai lebar bidang frekuensi lebih besar dari sepersepuluh frekuensi resonansinya ($B > 0.1 \omega_r$). Saat frekuensi sama dengan frekuensi resonansi terjadi penguatan minimum dari *filter* (A_r). Perbandingan frekuensi resonansi dengan lebar bidang frekuensi dinamakan faktor kualitas (Q), *Filter* pita sempit mempunyai Q lebih dari 10 dan *filter* pita lebar mempunyai Q kecil dari 10. Apabila penguatan dari rangkaian naik $\frac{1}{\sqrt{2}}$ atau 0.707 maka ada dua buah frekuensi *cut-off* yaitu frekuensi *cut-off* rendah (ω_{cl}) dan frekuensi *cut-off* atas (ω_{ch}). Selisih dari frekuensi *cut-off* dinamakan B atau ($B = \omega_{ch} - \omega_{cl}$). [6] Dengan demikian faktor kualitas dapat dinyatakan dalam Persamaan (2.17).

$$Q = \frac{\omega_c}{B} \quad (2.17)$$

Penguatan *filter* dapat diturunkan seperti berikut ini dan menghasilkan Persamaan (2.18).



Gambar 2. 13 Rangkaian BSF/Notch Filter[6]

Persamaan arus pada rangkaian adalah sebagai berikut.

$$i1 = \frac{V_i - V_A}{R1}$$

$$i2 = (V_o - V_A) j\omega \cdot C1$$

$$i3 = (V_A - V_B) j\omega \cdot C2$$

$$i4 = \frac{V_o - V_B}{R2}$$

$$i5 = \frac{V_i - V_B}{R_A}$$

$$i6 = \frac{V_B}{R_B}$$

$$V_B = V_C$$

Berdasarkan Hukum Kirchoff 1 pada titik C,

$$i5=i6$$

$$V_B=V_C=-\frac{R_B}{R_A+R_B}V_i$$

$$\frac{V_i-V_B}{R_A}=\frac{V_B}{R_B}$$

$$\frac{V_i}{R_A}-\frac{V_B}{R_A}=\frac{V_B}{R_B}$$

$$\frac{V_i}{R_A}=\frac{V_B}{R_B}+\frac{V_B}{R_A}$$

$$\frac{V_i}{R_A}=V_B\left(\frac{1}{R_B}+\frac{1}{R_A}\right)$$

$$V_B\left(\frac{R_A+R_B}{R_A \cdot R_B}\right)=\frac{V_i}{R_A}$$

Berdasarkan Hukum Kirchoff 1 pada titik B,

$$i3=i4$$

$$(V_A-V_B)j\omega C2+\frac{V_O-V_B}{R2}=0$$

$$V_A \cdot j\omega C2 - V_B \cdot j\omega C2 = \frac{-V_O}{R2} + \frac{V_B}{R2}$$

$$V_A \cdot j\omega \cdot C2 = \frac{-V_O}{R2} + V_B \left(\frac{j\omega C2 \cdot R2 + 1}{R2} \right)$$

$$V_A = \frac{-V_O}{j\omega R2 C2} + V_B \left(\frac{j\omega C2 R2 + 1}{j\omega R2 C2} \right)$$

$$V_A = \frac{-V_O}{j\omega R2 C2} + V_B \left(1 + \frac{1}{j\omega R2 C2} \right)$$

Berdasarkan Hukum Kirchoff 1 pada titik A,

$$i_1 + i_2 = i_3$$

$$\frac{V_i - V_A}{R_1} + (V_O - V_A)j\omega \cdot C_1 = (V_A - V_B)j\omega \cdot C_2$$

$$\frac{V_i}{R_1} - \frac{V_A}{R_1} + V_O j\omega \cdot C_1 - V_A \cdot j\omega \cdot C_1 = V_A \cdot j\omega \cdot C_2 - V_B \cdot j\omega \cdot C_2$$

$$\frac{V_i}{R_1} + V_O \cdot j\omega \cdot C_1 = \frac{V_A}{R_1} + V_A \cdot j\omega \cdot C_1 + V_A \cdot j\omega \cdot C_2 - V_B \cdot j\omega \cdot C_2$$

$$\frac{V_i}{R_1} + V_O \cdot j\omega \cdot C_1 = V_A \left(\frac{1}{R_1} + j\omega \cdot C_1 + j\omega \cdot C_2 \right) - V_B \cdot j\omega \cdot C_2$$

$$\frac{V_i}{R_1} + V_O \cdot j\omega \cdot C_1 = \left\{ \frac{-V_O}{j\omega R_2 C_2} + V_B \left(1 + \frac{1}{j\omega R_2 C_2} \right) \right\} \cdot \left(\frac{1}{R_1} + j\omega \cdot C_1 + j\omega \cdot C_2 \right) - V_B \cdot j\omega \cdot C_2$$

$$\frac{V_i}{R_1} + V_O \left(j\omega \cdot C_1 + \frac{1}{j\omega C_2 R_1 R_2} + \frac{C_1 + C_2}{C_1 C_2} \right) = V_B \left(1 + \frac{1}{j\omega C_2 R_2} \right) \left(\frac{1}{R_1} + j\omega (C_1 + C_2) \right) - V_B j\omega C_2$$

$$\frac{V_i}{R_1} + V_O \left(j\omega \cdot C_1 + \frac{1}{j\omega C_2 R_1 R_2} + \frac{C_1 + C_2}{C_1 C_2} \right) = V_B \left[\left(1 + \frac{1}{j\omega C_2 R_2} \right) \left(\frac{1}{R_1} + j\omega (C_1 + C_2) \right) - j\omega C_2 \right]$$

$$V_O \left(j\omega \cdot C_1 + \frac{1}{j\omega C_2 R_1 R_2} + \frac{C_1 + C_2}{C_1 C_2} \right) = V_B \left[\left(1 + \frac{1}{j\omega C_2 R_2} \right) \left(\frac{1}{R_1} + j\omega (C_1 + C_2) \right) - j\omega C_2 \right] - \frac{V_i}{R_1}$$

$$\frac{V_O}{V_i} = \frac{-\frac{1}{R_1} + \frac{R_B}{R_A + R_B} \left(\frac{1}{R_1} + j\omega (C_1 + C_2) + \frac{1}{j\omega C_2 R_1 R_2} + \frac{C_1 + C_2}{C_1 C_2} - j\omega C_2 \right)}{j\omega C_1 + \frac{1}{j\omega C_2 R_1 R_2} + \frac{C_1 + C_2}{C_1 C_2}} \quad (2.18)$$

Jika $C1=C2=C$ maka dapat diperoleh penguatan *close loop* yang dinyatakan dalam Persamaan (2.19) dengan penurunan sebagai berikut.

$$\begin{aligned} \frac{V_o}{V_i} &= \frac{-\frac{1}{R1} + \frac{RB}{RA+RB} \left(\frac{1}{R1} + j\omega C + \frac{1}{j\omega CR1R2} + \frac{2}{R2} \right)}{j\omega C + \frac{1}{j\omega CR1R2} + \frac{2}{R2}} \\ \frac{V_o}{V_i} &= \frac{-1 + \frac{RB}{RA+RB} \left(1 + j\omega CR1 + \frac{1}{j\omega CR2} + \frac{2R1}{R2} \right)}{j\omega CR1 + \frac{1}{j\omega CR2} + \frac{2R1}{R2}} \\ \frac{V_o}{V_i} &= \frac{1 + \frac{RB}{RA+RB} \left(1 + j\omega CR1 + \frac{1}{j\omega CR2} + \frac{2R1}{R2} \right)}{-j\omega CR1 - \frac{1}{j\omega CR2} - \frac{2R1}{R2}} \\ Acl = \frac{V_o}{V_i} &= \frac{1 + \frac{RB}{RA+RB} \left(\left(1 - \frac{2R1}{R2} \right) + j \left(\frac{1}{\omega CR2} - \omega CR1 \right) \right)}{\frac{2R1}{R2} - j \left(\frac{1}{\omega CR2} - \omega CR1 \right)} \quad (2.19) \end{aligned}$$

Frekuensi resonansi apabila bagian imajiner sama dengan nol dinyatakan dalam Persamaan (2.20) dengan penurunan seperti di bawah ini.

$$\begin{aligned} \frac{1}{\omega r \cdot C \cdot R2} - \omega r \cdot C \cdot R1 &= 0 \\ \omega r^2 \cdot C^2 \cdot R1 \cdot R2 &= 1 \\ \omega r^2 &= \frac{1}{C^2 \cdot R1 \cdot R2} \\ \omega r &= \frac{1}{\sqrt{C \cdot R1 \cdot R2}} \quad (2.20) \end{aligned}$$

Penguatan pada saat frekuensi *input* sama dengan frekuensi resonansi (A_r) dinyatakan dalam Persamaan (2.21) dengan penurunan sebagai berikut.

$$A_r = \frac{1 + \frac{RB}{RA+RB} \left(-1 - \frac{2R1}{R2} \right)}{\frac{2R1}{R2}}$$

$$A_r = \frac{1 + \frac{RB}{RA+RB} \left(\frac{-R2-2R1}{R2} \right)}{\frac{2R1}{R2}}$$

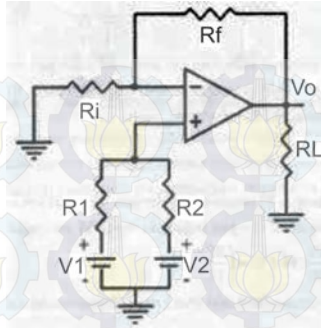
$$A_r = \frac{-R2}{2R1} + \frac{RB}{RA+RB} \left(\frac{R2+2R1}{2R1} \right) \quad (2.21)$$

Apabila penguatan $|A_{cl}|$ turun menjadi 0.707 maka dua buah frekuensi yaitu frekuensi *cut-off* bawah (ω_{cl}) dan frekuensi *cut-off* atas (ω_{ch}), lebar bidang frekuensi (*bandwidth*) dapat dinyatakan dalam Persamaan (2.22).

$$B = \frac{2}{R2 \cdot C} \quad (2.22)$$

2.5.4 Rangkaian Penjumlah Tak Membalik

Rangkaian adder atau penjumlah sinyal dengan op-amp adalah konfigurasi op-amp sebagai penguat dengan diberikan *input* lebih dari satu untuk menghasilkan sinyal output yang linier sesuai dengan nilai penjumlahan sinyal *input* dan faktor penguatan yang ada. Pada umumnya rangkaian *adder*/penjumlah dengan op-amp adalah rangkaian penjumlah dasar yang disusun dengan penguat *inverting* atau *non inverting*. [13] Konfigurasi rangkaian dapat dilihat pada Gambar 2.14.



Gambar 2. 14 Rangkaian penjumlah tak membalik

Analisa dari rangkaian penjumlah tak membalik dapat dinyatakan dalam Persamaan (2.23), (2.24), dan (2.25).

$$VO = VO|V1 + VO|V2 \quad (2.23)$$

$$VO|V1 = \left[\frac{R2}{R1+R2} \times V1 \right] \times \left[\frac{Rf}{Ri} + 1 \right] \quad (2.24)$$

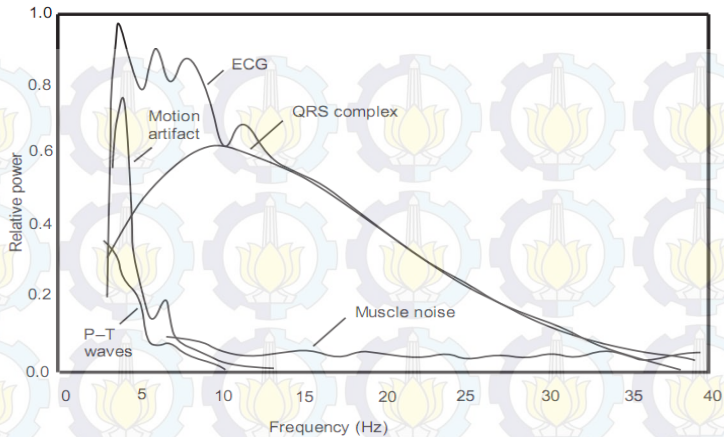
$$VO|V2 = \left[\frac{R1}{R1+R2} \times V2 \right] \times \left[\frac{Rf}{Ri} + 1 \right] \quad (2.25)$$

Jika nilai $R1=R2=Ri=Rf=R$, maka tegangan *output* rangkaian penjumlah tak membalik dinyatakan dalam Persamaan (2.26).

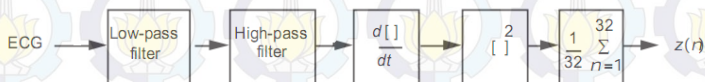
$$VO = V1 + V2 \quad (2.26)$$

2.6 Algoritma QRS Detector

Pengukuran dan analisa sinyal ECG menggunakan komputer maupun minikomputer telah sangat banyak dilakukan sejak beberapa dekade terakhir, terlihat dari banyaknya literatur yang dihasilkan meliputi pengolahan sinyal ECG mulai dari perekaman sinyal ECG sampai dengan monitoring dan analisa. Beberapa parameter temporal dalam analisa sinyal ECG seperti *R-R interval* dan laju detak jantung (dalam satuan *beats per minute* / BPM), membutuhkan pendeteksian *QRS complex*.



Gambar 2. 15 Relative power spectrum sinyal ECG dan noise[7]

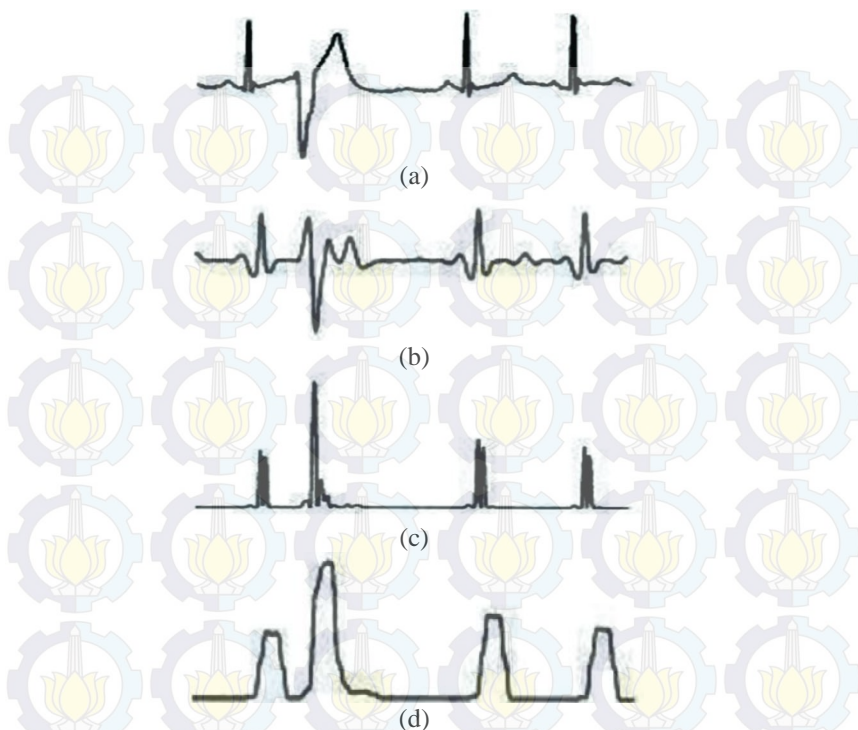


Gambar 2. 16 Algoritma QRS detektor Pan dan Tompkins [7]

Sebelum membahas tentang algoritma QRS detektor, perlu terlebih dahulu mengetahui relatif power spektrum dari sinyal ECG. Sebuah penelitian sebelumnya (Thakor et al., 1983) telah merumuskan relatif power spektrum dari sinyal ECG, QRS kompleks, *motion artifact*, *muscle noise*, seperti Gambar 2.15.

Berdasarkan Gambar 2.15 dapat terlihat bahwa gejala dari kompleks sinyal QRS mirip seperti respon frekuensi dari sebuah *bandpass filter*. Sebuah algoritma dirancang oleh Pan dan Tompkins (1985) untuk mengekstrak kompleks sinyal QRS menggunakan *filter* digital dan beberapa tahapan lain, dimana tahapan dari deteksi *QRS complex* dilihat seperti Gambar 2.16.

Low pass filter yang dan *high pass filter* yang di-cascade merupakan sebuah *bandpass filter* yang mem-filter sinyal ECG yang respon *filter*-nya mendekati spektral frekuensi dari sinyal *QRS complex*. Kemudian algoritma ini dilanjutkan dengan proses derivatif, *squaring*, dan *moving window average*. Berdasarkan blok proses dari algoritma, dapat dilihat *output* dari masing-masing proses pada Gambar 2.17.



Gambar 2. 17 output dari setiap proses algoritma Pan-Tompkins, (a) output bandpass filter, (b) output derivatif, (c) output squaring, (d) output moving window

Langkah selanjutnya adalah *thresholding* untuk mendeteksi apakah output dari moving window adalah posisi sinyal *QRS complex* atau tidak. Selanjutnya bisa dihitung *R-R interval* dan laju detak jantung setiap sinyal *QRS complex* terdeteksi.

2.7 Filter Digital

Filter digital mempunyai karakteristik yang sama dengan filter analog yang ditentukan dengan *ripple* pada *passband* dan *attenuation* pada *stopband*. Hal yang membedakan filter digital dengan filter analog adalah kemampuan filter digital untuk menghasilkan respon kerja yang

tinggi. Misalnya *roll off slope* (kemiringan transisi dari *passband* ke *stopband*) dapat dibuat securam mungkin. Secara umum kita dapat membuat *filter* digital yang mempunyai kemampuan yang melebihi *filter* analog dengan relatif mudah.[8] Rumus dasar dari *filter* digital dinyatakan dalam Persamaan (2.27).

$$y(n) = \sum_{i=0}^{N-1} h(i)x(n-i) + \sum_{j=1}^M b(j)y(n-j) \quad (2.27)$$

Koefisien $h(i)$ adalah faktor pembobotan yang dikalikan dengan N input sampel, sedangkan koefisien $b(j)$ dikalikan dengan M sampel output terakhir. Jika koefisien $b(j)$ semua sama dengan nol maka *filter* digital itu disebut dengan *filter FIR (Finite Impulse Response)* yang dapat dinyatakan dalam Persamaan (2.28).

$$y(n) = \sum_{i=0}^{N-1} h(i)x(n-i) \quad (2.28)$$

Secara umum terdapat dua tipe *filter* digital yaitu *non recursive* (FIR) dan *recursive* (IIR). Dimana masing-masing fungsi transfernya dinyatakan dalam Persamaan (2.29) untuk *filter non recursive* dan Persamaan (2.30) untuk *filter recursive*.

- Non Recursive (FIR)
Fungsi transfernya adalah

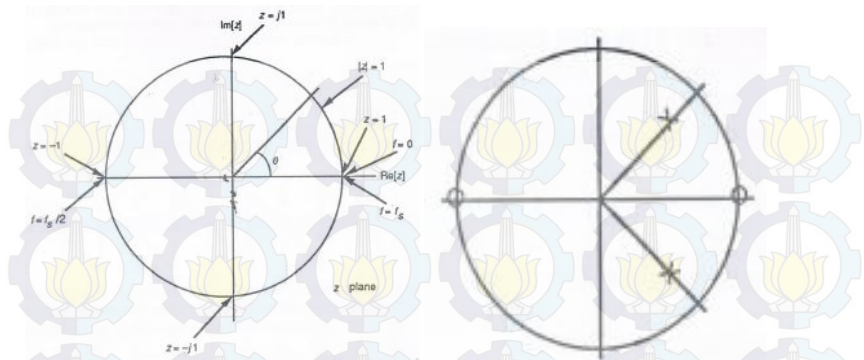
$$H(z) = \sum_{i=0}^n h_i z^{-i}$$

$$H(z) = h_0 + h_1 z^{-1} + \dots + h_n z^{-n} \quad (2.29)$$

- Recursive (IIR)
Fungsi transfernya adalah

$$H(z) = \frac{\sum_{i=0}^n a_i z^{-i}}{1 - \sum_{i=1}^n b_i z^{-i}}$$

$$H(z) = \frac{a_0 + a_1 z^{-1} + \dots + a_n z^{-n}}{1 - b_1 z^{-1} + \dots + b_n z^{-n}} \quad (2.30)$$



Gambar 2. 18 Plot *pole-zero* dan *unity cycle*. [7]

2.7.1 Desain *Filter* dengan Penempatan *Pole-Zero*

Diagram *pole-zero* dari fungsi transfer sistem berisi sejumlah informasi mengenai sistem yang sangat berguna ketika diterapkan pada desain dan analisis sinyal. Salah satu metode untuk mendesain *filter* digital adalah dengan penempatan *pole-zero* pada *Z-plane*. Gambar 2.18 menggambarkan posisi *pole-zero* dalam *unity circle*.

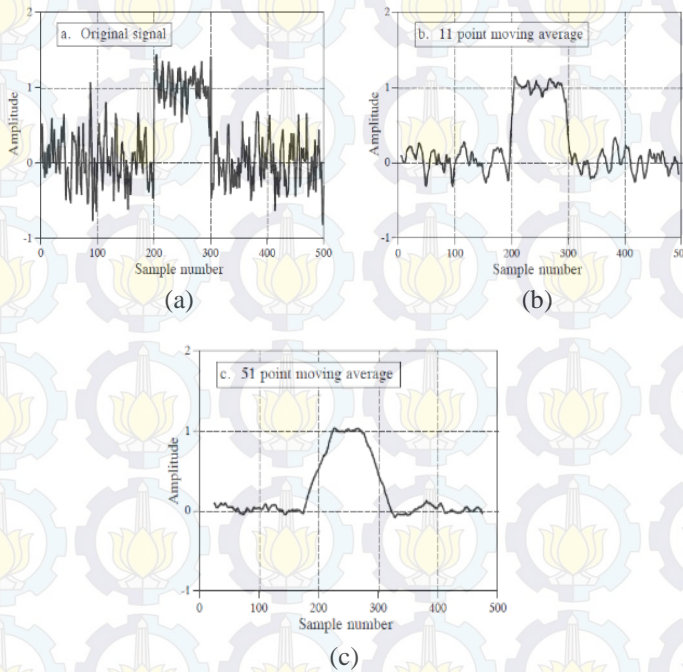
Posisi zero dalam *unity circle* menentukan tipe *filter* sedangkan posisi *pole* dalam *unity circle* menentukan nilai frekuensi *cut off*. Jumlah *pole* dan *zero* menentukan orde dari *filter* yang akan didesain.[7]

2.7.2 *Moving Average Filter*

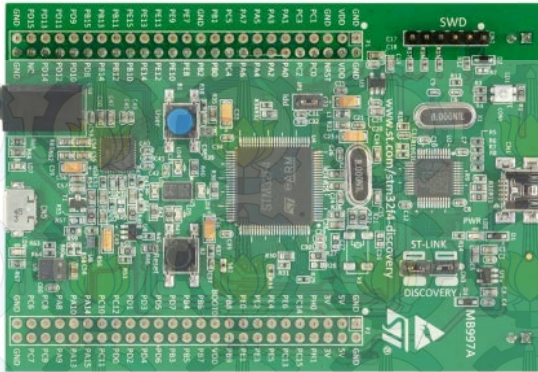
Moving average filter merupakan salah satu *filter* tipe FIR yang cukup optimal untuk mengurangi random *noise* ketika menginginkan *step* respon yang tajam. *Moving average filter* sangat baik ketika digunakan untuk analisa sinyal dalam domain waktu dan kurang baik untuk analisa sinyal dalam domain frekuensi, dengan kemampuan yang kecil dalam memisahkan satu *band* frekuensi dari yang lain. Kelompok *moving average filter* antara lain Gaussian, Blackman, dan *multiple-pass moving average* yang memiliki performa lebih baik dalam domain frekuensi tetapi membutuhkan waktu komputasi yang lebih lama. Seperti namanya, *moving average filter* beroperasi merata-rata jumlah titik-titik dari sinyal *input* untuk menghasilkan setiap titik sinyal *output*. Dalam persamaan matematis, *moving average filter* ditunjukkan dalam Persamaan (2.31).

$$y[i] = \frac{1}{M} \sum_{j=0}^{M-1} x[i - j] \quad (2.31)$$

Dimana x adalah sinyal *input*, y adalah sinyal *output* dan M adalah jumlah titik sinyal yang dirata-rata atau disebut juga *orde filter*. Performa dari *moving average filter* dapat dilihat dari contoh pada Gambar 2.19.



Gambar 2. 19 Contoh implementasi *moving average filter*, (a) sinyal asli, (b) sinyal hasil *filter* dengan orde *filter* $M=11$ dan (c) sinyal hasil *filter* dengan orde *filter* $M=51$. [13][16]



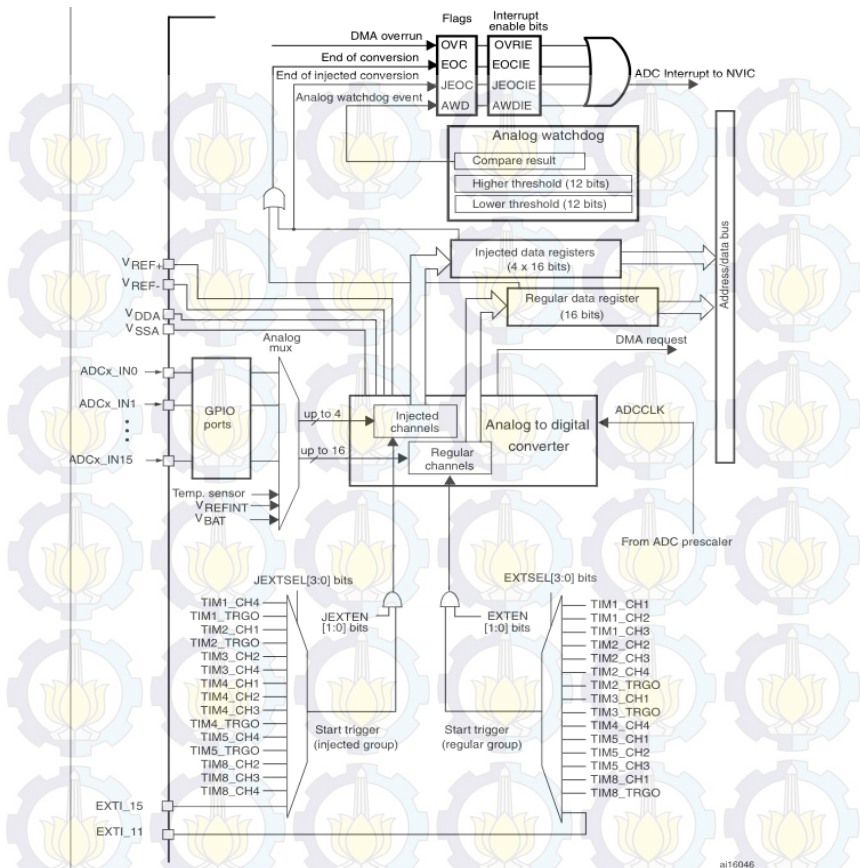
Gambar 2. 20 STM32F4 *discovery Board* [13]

2.8 Mikrokontroler ARM

STM32F4 *Discovery* adalah modul dari *ST Electronic* berbasis mikrokontroler arsitektur ARM 32bit dengan prosesor STM32F407VGT6 dan termasuk sebuah ST-LINK/V2 sebagai alat *debug*, mempunyai banyak fitur seperti *digital accelerometer*, *ST MEMS digital microphone*, audio DAC yang terintegrasi pengendali *speaker* kelas D, Led, tombol dan sebuah konektor USB OTG Micro-AB. Chip STM32F407VGT6 mempunyai banyak fitur yang dapat digunakan, seperti *I/O*, *Timer*, *ADC*, dan *DMA*. Kecepatan *clock* nya bisa mencapai 168Mhz sehingga memungkinkan untuk mengerjakan perintah program yang cukup panjang dalam cukup singkat.[13] Gambar 2.20 menunjukkan fisik dari *Board STM32 discovery*.

2.8.1 ADC

STM32F4 memiliki 3 ADC didalamnya yaitu ADC1, ADC2 dan ADC3. Setiap ADC memiliki resolusi maksimal 12 bit dan bisa diatur 10 bit, 8 bit atau 6 bit. Ada 16 pin (*channel*) yang tersedia untuk *input* sinyal analog dan tambahan tiga *input* untuk pengukuran suhu chip (*Vtemp*), tegangan referensi (*Vref*) dan tegangan baterai (*Vbat*). ADC3 hanya terhubung dengan 8 *channel* sedangkan ADC1 dan ADC2 terhubung 16 *channel* dan untuk *Vtemp*, *Vref*, serta *Vbat* hanya terhubung ke ADC1 sebagai *master*. Tipe ADC yang terdapat pada



Gambar 2. 21 Blok diagram ADC STM32F4 [9]

internal STM32 adalah tipe *Flash* ADC, sehingga waktu konversi untuk setiap blok ADC bisa mencapai $0.5 \mu\text{s}$. Blok diagram dari ADC seperti Gambar 2.21.

Berdasarkan *Application note* STM AN3116 menjelaskan tentang beberapa contoh mode operasi. ADC dapat dikonfigurasi dengan mode *single conversion* atau *continuously conversion*. Konversi dapat dilakukan untuk *single channel* atau *multiple channel*. Setiap mode dapat dipicu dengan menggunakan *memory-mapped register* atau

external trigger seperti *timer*. Berikut beberapa contoh mode operasi yang dapat digunakan pada ADC STM32F4 :

1. *Single-channel & single-conversion*
2. *Multi-channel (scan) & multiple-conversion*
3. *Single-channel & continuous operation*
4. *Multi-channel (scan) & continuous operation*

Dengan v_{ref} adalah tegangan referensi dan n adalah jumlah bit ADC, resolusi dari tiap bit ADC dapat dihitung dengan Persamaan (2.32).

$$resolusi = \frac{v_{ref}}{2^n} \quad (2.32)$$

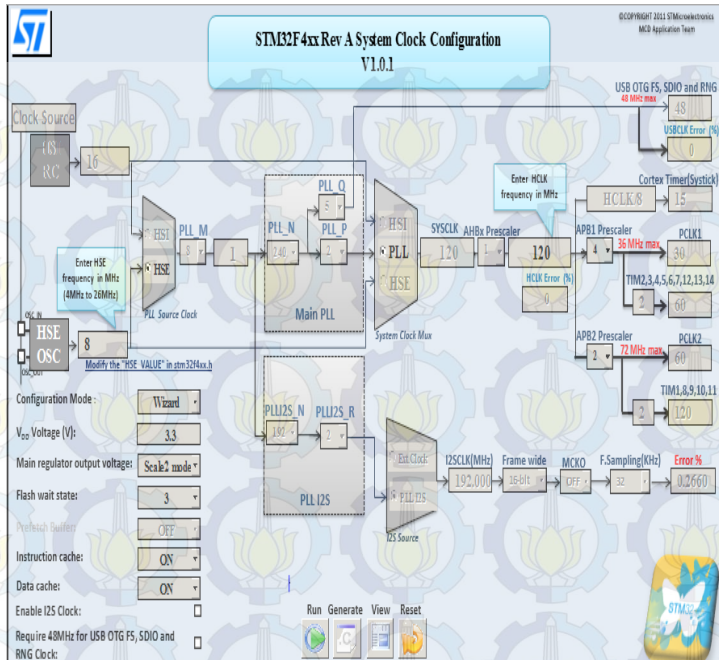
2.8.2 Timer

STM32F4 memiliki memiliki 14 *TIMER* yang dapat digunakan untuk berbagai aplikasi. Misalnya, untuk membuat delay, counter, pwm, pewaktu untuk interrupt, waktu sampling adc dan lain-lain. Salah satu *Timer* 32bit adalah *Timer 2*, *Timer 2* terhubung ke APB1 bus yang mempunyai max clock 30MHz tetapi terdapat internal PLL = 2 yang membuat clock untuk *TIMER 2* menjadi 60MHz. Salah satu hal penting yang perlu diperhatikan dalam menggunakan *Timer* adalah *clock input* untuk *Timer* yang akan digunakan. Gambar 2.22 merupakan salah satu contoh konfigurasi sistem clock pada STM32.

Timer digunakan sebagai pewaktu yang nilai dari *Timer* akan naik/turun(tergantung Mode) di setiap periode nya, maka dengan itu perlu mengatur register pada *Timer* yang bersangkutan agar mempunyai frekuensi sama dengan frekuensi yang diinginkan, persamaan yang berlaku pada *Timer2* adalah seperti pada Persamaan (2.33) dan Persamaan (2.34).

$$Frequency\ Max = Clock\ Timer2 / (TIM_Prescaler + 1) \quad (2.33)$$

$$Frequency = Frequency\ Max / (TIM_Period + 1) \quad (2.34)$$



Gambar 2. 22 Sistem clock STM32F4[9]

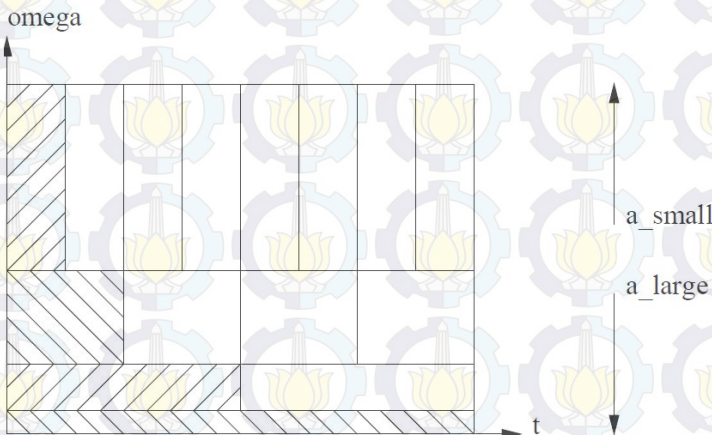
2.9 Continuous Wavelet Transformation

Dalam ilmu fisika, Prinsip Ketidakpastian Heisenberg menyatakan bahwa tidaklah memungkinkan untuk mengetahui posisi x dan momentum p dari suatu partikel secara presisi. Prinsip ini dapat diterjemahkan ke dalam domain pemrosesan sinyal untuk menyatakan bahwa waktu dan frekuensi tidak dapat diselesaikan secara simultan pada tingkat presisi manapun. Saat waktu dapat terselesaikan dengan akurat, frekuensinya akan menjadi tidak akurat, begitupun sebaliknya. Akan sangat sulit untuk mengukur secara simultan tingkat akurasi yang dibutuhkan pada komponen frekuensi dari suatu sinyal dan waktu saat komponen tersebut muncul, atau untuk menyelesaikan komponen frekuensi pada waktu yang berbeda. Kasus ini terjadi pada sinyal yang memiliki komponen frekuensi tinggi pada suatu periode yang singkat dan terjadi berdekatan dalam ranah waktu dengan sinyal yang memiliki

durasi yang cukup panjang dimana terdapat beberapa komponen frekuensi yang mengisi di dalamnya pada waktu yang berbeda. Sinyal-sinyal ini adalah sinyal non-periodik.

Transformasi wavelet ditujukan untuk menyelesaikan masalah analisa frekuensi dan waktu terutama pada sinyal non-stasioner. Transformasi wavelet juga dapat digunakan untuk mem-filter sinyal, *denoising* sinyal, dan menentukan lokasi serta distribusi singularitas pada sinyal. Dibandingkan dengan transformasi Fourier dimana besaran sinyal ditimbang dengan eksponensial dari argumen dependen frekuensi imajiner dan harmonik yang merupakan fungsi sinusoidal, pada transformasi wavelet besaran sinyal ditimbang dengan fungsi wavelet. Semua wavelet diturunkan dari fungsi dasar wavelet (*mother wavelet*). Fungsi dasar wavelet haruslah menghilang dengan cepat ke arah nol dalam ranah waktu dan harus bisa dibalik. Sifat terakhir ini yang menjamin transformasi wavelet pada suatu sinyal adalah unik. [11]

Dibandingkan dengan *Short Time Fourier Transform* (STFT) yang hanya menampilkan gabungan dari analisa waktu dan frekuensi dengan ciri spektral serta temporal yang seragam untuk seluruh basis elemen, transformasi wavelet dapat menyesuaikan karakteristik sesuai dengan basis elemen dari sinyal. Resolusi frekuensi yang baik membutuhkan waktu observasi yang makin panjang seiring dengan menurunnya frekuensi dari sinyal tersebut.



Gambar 2. 23 Penskalaan dan pergeseran domain waktu

Akan lebih mudah untuk menyusun basis yang elemennya memiliki lebar temporal yang lebih besar pada frekuensi yang lebih rendah.[11] Gambar 2.23 menunjukkan pemetaan skala waktu dan frekuensi secara multiresolusi.

Continuous Wavelet Transform (CWT) menyelesaikan pemetaan multiresolusi diatas dengan fungsi *prototipe* untuk penskalaan dan pergeseran waktu yaitu fungsi $\psi(t)$ yang sering disebut juga *mother wavelet*. Elemen basis yang memiliki skala a dan pergeseran τ dinyatakan dalam Persamaan (2.35)

$$\psi_{a,\tau} = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi\left(\frac{t-\tau}{a}\right) \quad (2.35)$$

dimana

$$a \wedge \tau \in \mathbb{R}$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) dt = 0$$

$$C_{\psi} = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{(|\psi(\Omega)|)^2}{|\Omega|} d\Omega < \infty$$

Kondisi diatas mengimplikasikan bahwa $\psi(t)$ telah ter-bandpass sehingga sinyalnya menjadi halus. Dengan asumsi bahwa $\|\psi(t)\| = 1$, definisi diatas memastikan bahwa $\|\psi_{a,\tau}(t)\| = 1$ untuk semua nilai a dan τ . Kemudian CWT didefinisikan dengan persamaan pasangan transformasi pada Persamaan (2.36) dan (2.37).

$$X_{\text{CWT}}(a, \tau) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \overline{\psi_{a,\tau}(t)} dt \quad (2.36)$$

$$x(t) = \frac{1}{C_{\psi}} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{X_{\text{CWT}}(a, \tau) \psi_{a,\tau}(t)}{a^2} d\tau da \quad (2.37)$$

Pada dasarnya, CWT menyatakan bahwa waveform dapat diuraikan menjadi sekumpulan versi dari mother wavelet $\psi(t)$ yang telah mengalami pergeseran dan pembentangan. Oleh karena itu, wavelet biasanya disebut melakukan analisis skala waktu daripada analisis frekuensi-waktu. [17]

2.10 Kelelahan Mental (*Mental Fatigue*)

Kelelahan mental adalah fenomena saat sel-sel otak menjadi sangat letih (Yunyong Punsawad et al.,2011). Kelelahan mental merupakan suatu perubahan pada kondisi psikofisiologis akibat dari kinerja yang berkepanjangan (Desmond & Hancock, 2001; Job & Dalziel, 2001). Kinerja yang dimaksud adalah aktivitas kognitif yang memiliki periode yang panjang (Shyh-Yueh Cheng & Hong-Te Hsu,2011). Kelelahan akibat aktivitas kognitif terjadi pada daerah visual di otak, dan ditandai dengan menurunnya tingkat pengolahan informasi kognitif atau fungsi kognitif itu sendiri. Kognitif sendiri didefinisikan sebagai kinerja/proses mental untuk memperoleh pengetahuan dan pemahaman melalui pemikiran, pengalaman, dan perasaan (Oxford University Press, 2015).

Kelelahan mental dapat diidentifikasi melalui suatu sistem monitoring yang memiliki *input* multimodal. Monitoring didefinisikan sebagai serangkaian observasi yang memiliki jeda waktu singkat secara reguler atau ireguler yang bertujuan untuk menunjukkan tingkat kesesuaian dari standar yang dirumuskan atau tingkat penyimpangan dari hasil yang diharapkan (Hellowell,1991, Brown,2000). Dengan kata lain, target yang diharapkan akan terjadi ditentukan terlebih dahulu kemudian dilakukan monitoring untuk menunjukkan apakah target tersebut benar-benar tercapai/terjadi. Sementara itu, multimodal didefinisikan sebagai penggunaan lebih dari satu modalitas yang berbeda pada saat yang bersamaan dan dengan cara tertentu mode-mode ini digabungkan untuk memperkuat, melengkapi, atau berada dalam susunan tertentu (Kress dan Van Leeuwen, 2001).

Perubahan pada kondisi psikofisiologis memiliki manifestasi subjektif dan objektif yang melibatkan peningkatan ketahanan terhadap usaha yang lebih besar (Miejman, 2000), peningkatan kecenderungan terhadap penurunan kemampuan memproses informasi analitik (Sanders,1998), dan perubahan pada suasana hati (Broadbent, 1979; Holding, 1983).

Beberapa peneliti berasumsi bahwa kelelahan mental khususnya mempengaruhi beberapa pusat kendali yang terlibat dalam organisasi perilaku dan memainkan peranan utama dalam tindakan yang disengaja maupun tindakan yang berorientasi pada tujuan tertentu (Bartlett, 1941, 1943; Hockey, 1997; Lorist et al., 2000; Sanders, 1998). Beberapa penemuan terkait dalam riset tentang kelelahan adalah bahwa performa dalam melakukan pekerjaan yang sederhana maupun yang telah terlatih

dengan baik, yang dapat dilakukan secara otomatis, dapat dipertahankan pada jangka waktu yang lama setelah mengalami kurang tidur maupun setelah melalui kegiatan yang membutuhkan kinerja mental yang berat. Akan tetapi, pekerjaan kompleks yang membutuhkan kendali secara sadar terhadap perilaku akan secara umum lebih sulit untuk dilakukan dalam kondisi seperti ini. (Broadbent, 1979; Hockey, 1993; Holding, 1983; Sanders, 1998).

Dampak yang khas pada berbagai tingkat pengolahan informasi yang ditemukan pada beberapa studi tentang kelelahan dan disorganisasi pada perilaku yang terjadi saat mengalami kelelahan, menunjukkan bahwa kelelahan mental memiliki karakteristik utama yaitu penurunan keterlibatan *executive control*. *Executive control* merujuk pada kemampuan untuk mengatur proses persepsi dan motorik untuk merespon secara adaptif terhadap kebutuhan pekerjaan yang berubah-ubah (Baddeley & Logie, 1999; Miller & Cohen, 2001; Norman & Shallice, 1986). Melalui *executive control*, manusia dapat secara transien mencocokkan hampir semua respon kepada hampir semua stimulus, meskipun saat tidak ada hubungan sesungguhnya maupun hubungan yang diperoleh diantara stimulus dan respon tersebut (Goschke, 2000, p. 331).

Lorist et al (2000) menggunakan data perilaku dan EEG untuk mempelajari tentang pengaruh waktu terhadap pekerjaan (kelelahan mental) pada perencanaan dan pergantian pekerjaan. Data EEG dari penelitian mereka menunjukkan bahwa dengan meningkatnya waktu terhadap pekerjaan akan mengurangi keterlibatan area otak yang berhubungan dengan pengerahan upaya untuk melakukan *executive control*. Oleh karena itu, hasil ini mendukung dugaan awal mereka bahwa kelelahan mental berdampak pada peningkatan jumlah kesalahan yang dilakukan dan peningkatan terhadap waktu yang dibutuhkan untuk bereaksi. [10] Saat seseorang mengalami kelelahan, mereka sering melaporkan terjadinya kesulitan dalam berkonsentrasi dan berfokus pada pekerjaan yang seharusnya mereka lakukan (Boksem et al., 2005).

Beberapa aspek dari EEG, termasuk distribusi daya dan *event-related potential* (ERP), digunakan untuk menilai suatu tugas mental yang spesifik, misalnya tingkat gairah (Eoh et al., 2005; Waard dan Brookhuis, 1991) dan tingkat kedalaman kognitif (Boksem et al., 2005; Murata et al., 2005). Beberapa penelitian telah menunjukkan bahwa gelombang beta terkait dengan peningkatan kewaspadaan dan gairah, gelombang alpha terjadi saat kondisi rileks, saat kewaspadaan menurun,

dan saat kondisi mengantuk namun tetap sepenuhnya sadar, dan gelombang theta terjadi saat kondisi tidur tahap pertama (Grandjean, 1988; Okogbaa et al., 1994; Rains and Penzien, 2003). Satu penemuan pada studi tentang EEG pada penurunan tingkat gairah seseorang adalah sinyal EEG berubah dari sinyal cepat yang memiliki amplitudo rendah menjadi sinyal lambat yang memiliki amplitudo tinggi (Klimesch, 1999; Lafrance and Dumont, 2000). Secara lebih spesifik, pada penurunan tingkat kewaspadaan, terdapat pengingkatan progresif pada aktivitas sinyal alpha dan theta pada frekuensi rendah (Klimesch, 1999; Lafrance and Dumont, 2000; Oken and Salinsky, 1992), yang kemungkinan menggambarkan penurunan pada aktivasi kortikal (Cook et al., 1998; Laufs et al., 2003). Oleh karena itu, jumlah daya dari gelombang alpha dan theta menyediakan indeks yang memadai untuk tingkat kelelahan yang sedang dialami oleh subjek (Boksem et al., 2005). [2]

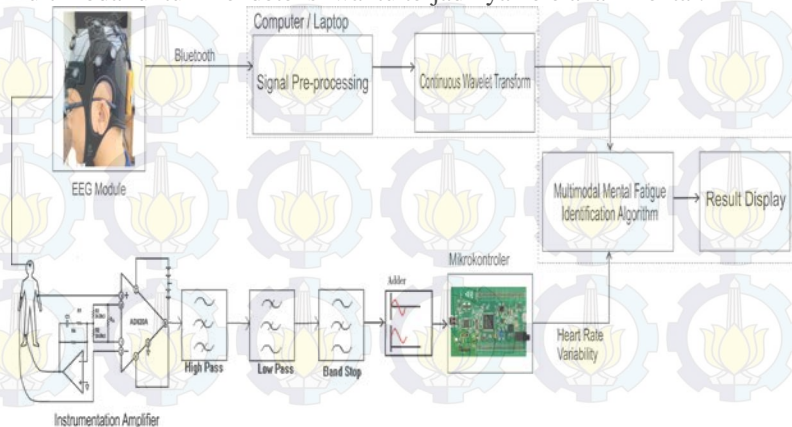
BAB III PERANCANGAN SISTEM

Bab ini membahas tentang perancangan sistem untuk mendeteksi kelelahan mental melalui variabilitas laju detak jantung serta transformasi wavelet pada data EEG. Bab ini menjelaskan sistem secara keseluruhan beserta penjelasan tentang setiap blok yang ada.

3.1 Blok Diagram Sistem

Secara umum, sistem terdiri atas perangkat keras yang digunakan untuk mengambil data berupa sinyal biologis dari subjek dan perangkat lunak yang digunakan untuk mengolah data tersebut. Sinyal biologis yang diukur dari subjek adalah sinyal EEG dan ECG. Gambar 3.1 menunjukkan blok diagram sistem secara keseluruhan.

Perangkat keras yang digunakan adalah instrumentasi ECG yang terdiri atas rangkaian penguat instrumentasi, rangkaian *high pass filter*, rangkaian *low pass filter*, rangkaian *band stop filter*, rangkaian penjumlah tak membalik, dan modul mikrokontroler, serta instrumentasi EEG yang menggunakan modul EEG nirkabel *Enobio 20*. Sementara itu, perangkat lunak yang digunakan adalah program *filter* digital, algoritma Pan-Tompkins untuk mengolah data ECG hingga menghasilkan *heart rate variability* (HRV), transformasi wavelet kontinu, dan algoritma multimodal untuk mendeteksi waktu terjadinya kelelahan mental.



Gambar 3. 1 Blok diagram sistem keseluruhan

3.2 Perancangan Perangkat Elektronik

Perangkat keras yang dirancang adalah penguat sinyal ECG. Rangkaian penguat sinyal ECG merupakan rangkaian penguat instrumentasi yang digunakan untuk menguatkan sinyal jantung yang memiliki amplitudo pada skala milivolt (mV) dan dapat mereduksi *noise* yang ikut masuk bersama sinyal jantung. Penguatan ini dilakukan agar sinyal kelistrikan jantung dapat diolah dan diproses lebih lanjut untuk memperoleh perubahan laju detak jantung secara digital.

Instrumentasi yang digunakan haruslah memiliki spesifikasi sesuai dengan karakteristik sinyal yang akan diolah. Sinyal jantung memiliki amplitudo maksimal mencapai 2 mV dan memiliki *bandwidth* antara 0.05 – 100 Hz. Rangkaian penguat ini terdiri atas rangkaian penguat instrumentasi, rangkaian *high pass filter* (HPF), rangkaian *low pass filter* (LPF), rangkaian *band stop filter* (BSF), dan rangkaian penjumlah tak membalik.

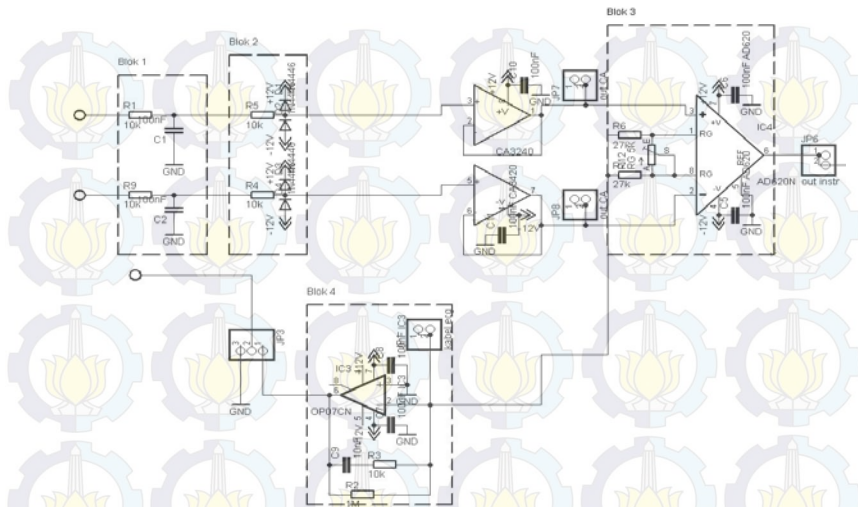
3.2.1 Perancangan penguat Instrumentasi

Rangkaian penguat instrumentasi dirancang dengan menggunakan IC AD620 yang dirangkai dengan *low pass filter* pasif, rangkaian pengaman, *voltage follower*, dan *drive right leg* (DRL). Setiap rangkaian penguat operasional (op-amp) mempunyai parameter *Gain Bandwidth*, dimana penguatan dari rangkaian berkurang terhadap frekuensi *input*. Semakin tinggi frekuensi *input* maka penguatan semakin rendah. Oleh karena itu, untuk mengurangi pengaruh karakteristik tersebut pada rangkaian penguat instrumentasi, dipasang rangkaian *low pass filter* pasif sebelum *input* masuk ke penguat, seperti pada Gambar 3.2 blok 1.

Low pass filter pasif mempunyai frekuensi *cut-off* lebih kurang 160hz dengan nilai $C=100nF$. Jika nilai kapasitor pada Persamaan (3.1) telah diketahui, maka dapat dihitung nilai resistansi R sebagai berikut.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.1)$$

$$160 \text{ hz} = \frac{1}{2 \times \pi \times 100nF \times R}$$
$$R \cong 10k\Omega$$



Gambar 3. 2 Rangkaian penguat instrumentasi

Pada Gambar 3.2 blok 2 terdapat rangkaian proteksi. Rangkaian ini diperlukan untuk memproteksi rangkaian instrumentasi ECG pada saat pasien diberikan kejutan jantung (*defibrillator*). Tanpa adanya rangkaian proteksi ini, besarnya tegangan kejutan jantung yang mencapai ribuan Volt dapat langsung merusak instrumentasi ECG. Ketika tegangan *input* positif atau negatif lebih besar dari +12.7 Volt maka dioda D1 pada *input* positif atau dioda D3 pada *input* negatif AD620 akan ON sehingga tegangan pada *input* AD620 sama dengan +12.7 Volt, sedangkan ketika *input* lebih kecil dari -12.7 Volt maka dioda D2 pada *input* positif atau dioda D4 pada *input* negatif AD620 akan ON, sehingga tegangan pada *input* (+) AD620 sama dengan -12.7 Volt.

Blok 3 adalah IC AD620 yang mempunyai impedansi *input* sekitar 10MΩ. CMRR pada IC ini juga cukup tinggi yaitu 100dB pada saat $G=10$ sehingga IC ini dipilih sebagai penguat instrumen. Amplitudo sinyal ECG sekitar 1mV, maka dirancang penguatan sebesar ±1000 kali. Berdasarkan Persamaan (2.11) penguatan diatur melalui besarnya nilai tahanan R_G , sehingga nilai R_G dapat dihitung.

$$1000 = \frac{49.4k\Omega}{R_G} + 1$$

$$R_G = 50\Omega$$

Blok 4 adalah rangkaian penguat yang disebut sebagai *Drive Right Leg*, yang masukannya adalah setengah dari selisih tegangan diantara *input (+)* dan *input (-)* AD620 (tegangan diantara *input*). Rangkaian ini berfungsi untuk mengurangi *noise* / menaikkan CMRR rangkaian dengan memberikan tegangan ke permukaan kulit di kaki kanan. Berdasarkan rekomendasi pada *datasheet* AD620 disarankan nilai $R2=1M\Omega$ dan nilai $R6$ dan $R7$ (terletak pada blok 3) sebesar $27k\Omega$.

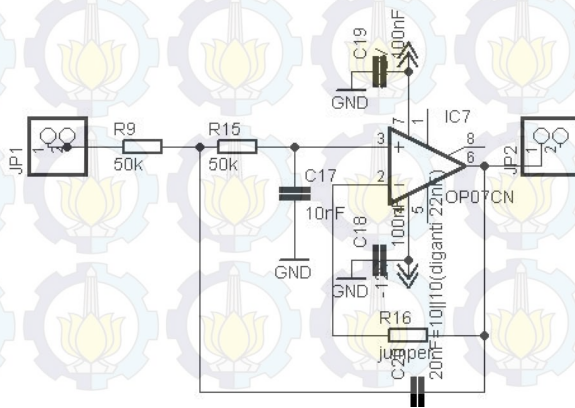
3.2.2 Perancangan Rangkaian LPF

Rangkaian LPF berfungsi mereduksi sinyal yang berasal dari interferensi gelombang RF, dan untuk menghindari *aliasing* pada saat di-*sampling*. Konfigurasi topologi yang dirancang menggunakan topologi Sallen-key. Dalam aplikasinya, rangkaian LPF di-*cascade* empat kali agar penurunan dari frekuensi *cut-off* nya curam. Frekuensi tertinggi dari sinyal ECG sendiri adalah 100hz, berdasarkan Persamaan (2.14), jika nilai $C17=10nF$ dan $C20= 2 \times C17=20nF$, maka dapat dihitung nilai resistansi $R9$ yang sama dengan $R15$ menggunakan Persamaan (3.2) sebagai berikut.

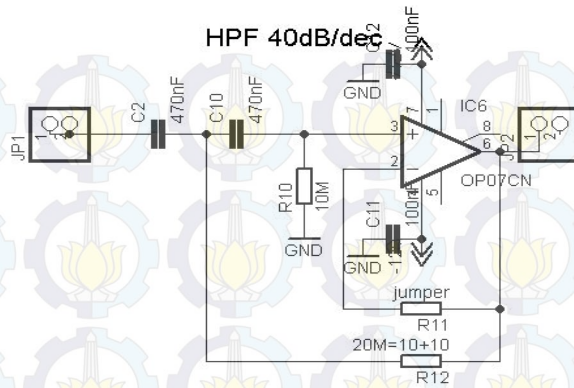
$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{C17.C20.R9.R15}} \quad (3.2)$$

$$100hz = \frac{1}{2\pi\sqrt{10nF \times 20nF \times R \times R}}$$

$$R = R9 = R15 = 49.2k\Omega \cong 50k\Omega$$



Gambar 3. 3 Rangkaian *low pass filter* -40dB/dec



Gambar 3. 4 Rangkaian *high pass filter* -40dB/dec

3.2.3 Perancangan Rangkaian HPF

Rangkaian HPF berfungsi mereduksi sinyal yang berasal dari interferensi sinyal listrik otot dan sinyal DC *drift* yang mempunyai frekuensi rendah. Konfigurasi topologi yang dirancang menggunakan topologi Sallen-key seperti pada Gambar 3.4. Dalam aplikasinya, angkaian HPF di-*cascade* tiga kali agar penurunan dari frekuensi *cut-off* nya curam. Frekuensi terendah dari sinyal ECG sendiri adalah 0.05hz, berdasarkan Persamaan (2.15), jika nilai $C2 = C10 = 470nF$, maka dapat dihitung nilai resistansi $R12$ sama dengan dua kali $R10$ menggunakan Persamaan (3.3) sebagai berikut.

$$\omega C = -\frac{1}{\sqrt{C2.C10.R10.R12}}$$

$$fc = -\frac{1}{2\pi\sqrt{C2.C10.R10.R12}} \quad (3.3)$$

$$R10 = 10M\Omega ; R12 = 20M\Omega$$

3.2.4 Perancangan Rangkaian BSF

Rangkaian BSF berfungsi mereduksi sinyal yang berasal dari inteferensi sinyal jala-jala dengan frekuensi 50hz. Rangkaian *band stop filter* yang digunakan ditunjukkan oleh rangkaian pada Gambar 3.5.

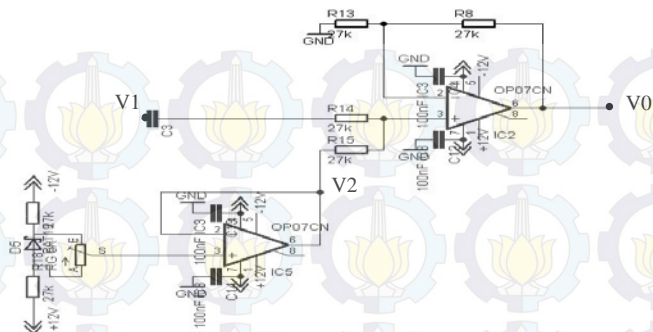


Berdasarkan Persamaan (2.19) dapat diperoleh nilai resistansi dan kapasitansi dari rangkaian, jika $C=10nF$, maka dapat dihitung nilai resistansi $R3$ dan $R13$.

$$50\text{Hz} = \frac{1}{2\pi\sqrt{10\text{nF}.R3.R13}}$$
$$R3 = 33\text{k}\Omega ; R13 = 3.3\text{M}\Omega$$

Range dari ADC internal ARM adalah 0-3volt sedangkan sinyal ECG dari *output* BSF mempunyai range -1 Volt sampai dengan +1 Volt. Oleh karena itu digunakan rangkaian penjumlah atau juga sering disebut rangkaian *offset* agar semua sinyal ECG dapat tercuplik oleh ADC ARM dari puncak bawah sampai dengan puncak atas. Rangkaian penjumlah ini berada pada stage bagian akhir sebelum masuk ke *Analog Digital Converter*(ADC) internal ARM. Rangkaian seperti pada Gambar 3.6.

Berdasarkan Persamaan (2.24) dan (2.25) dapat dicari nilai masing-masing tahanan pada rangkaian ini. Jika nilai $R=27k\Omega$, maka nilai $R_{15}, R_{14}, R_{13}, R_8$ adalah $27k\Omega$.



Gambar 3. 6 Rangkaian penjumlah tak membalik

Berdasarkan Persamaan (2.26), V_O adalah tegangan yang akan di-*sampling* dan *hold* oleh ADC, V_I adalah *output* dari BSF, V_2 adalah tegangan *offset* dengan nilai 1 Volt. Dengan demikian, persamaan V_O menjadi $V_O = V_I + 1 \text{ Volt}$.

3.3 Perancangan Perangkat Lunak

Perangkat lunak yang digunakan dalam sistem ini antara lain program pada mikrokontroler ARM untuk mengolah sinyal ECG, program pre-processing sinyal EEG, digital filter, algoritma untuk menentukan HRV, dan algoritma Continuous Wavelet Transform (CWT) untuk sinyal EEG.

3.3.1 Perangkat Lunak Pada Mikrokontroler ARM

Sistem perangkat lunak yang dirancang pada ARM ini menggunakan frekuensi *sampling* 1000hz, sehingga setiap 1 milisekon ARM akan melakukan beberapa proses, yaitu:

- *Sampling* dan rekontruksi sinyal ECG,
- *Bandpass filter*,
- *Squaring*,
- *Moving window*,
- *Thresholding*,
- Jika QRS terdeteksi, maka hitung jarak antar R-R,
- Jika QRS terdeteksi, maka hitung laju detak jantung.

Beberapa fitur ARM yang digunakan yaitu *Analog Digital Converter* dan *Timer*. ADC yang digunakan 8bit sehingga resolusinya dapat dihitung sebagai berikut.

$$\text{resolusi} = \frac{v_{ref}}{2^8 - 1} = \frac{3000mV}{255} = 11.764mV/bit$$

Sedangkan *Timer* yang digunakan adalah *Timer 2* dengan lebar 32bit. *Timer* digunakan sebagai pewaktu, sehingga diatur agar terjadi interupsi program setiap 1mS. *Timer 2* mempunyai frekuensi *clock* sebesar 60Mhz. Supaya rutin dari *interrupt timer* dieksekusi setiap 1mS, maka perlu dihitung *prescaler* dan periodenya menggunakan Persamaan (2.33) dan (2.34). Perhitungannya terdapat di bawah ini.

$$60Mhz = 1Mhz / (TIM_{Prescaler} + 1)$$

$$TIM_{Prescaler} = 60$$

$$1Khz = \frac{1Mhz}{TIM_{Period} + 1}$$

$$TIM_{period} = \frac{1Mhz}{1Khz} = 1000$$

Parameter dimasukkan saat inisialisasi *Timer 2*, seperti cuplikan program pada Gambar 3.7.

Pada subrutin *interrupt Timer 2* dimasukkan semua proses pengolahan sinyal ECG pada ARM. Subrutin ini akan menjalankan proses *sampling*, *bandpass filter*, *squaring*, *moving window average*, *thresholding*, menghitung jarak R-R, dan menentukan *heart rate* setiap 1 milisekon. Subrutin *interrupt Timer 2* dimulai dengan menghilangkan *pending bit* dengan perintah:

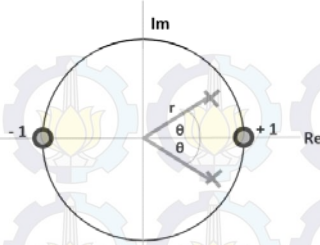
`TIM_ClearITPendingBit(TIM2, TIM_IT_Update);`

Kemudian masuk ke proses pertama yaitu pencuplikan, dimana data dari ADC akan tersimpan pada array `x1[n]` dengan perintah:

`x1[n] = read_adc(8);`

```
configTimer.TIM_Prescaler = 60 - 1; // 60 MHz Clock down to 1 MHz
```

Gambar 3. 7 program pada *interrupt timer*



Gambar 3. 8 pole-zero placement untuk *bandpass filter*

Pada subrutin *interrupt Timer2*, tahap pertama algoritma QRS detektor adalah *bandpass filter*, atau bisa juga menggunakan gabungan dari *low pass* dan *high pass* yang di *cascade*. Filter yang dirancang adalah *bandpass filter* tipe IIR yang berfungsi melewatkan sinyal yang mempunyai spektrum relatif sama dengan sinyal *QRS complex*. Filter dirancang menggunakan metode *pole-zero placement* pada Gambar 3.8.

Parameter *input* dari metode ini adalah panjang r dan besar sudut θ . Nilai dari parameter *input* BPF yang sesuai dengan spektrum QRS kompleks dan respon dari filter adalah $\theta=6.48$ dan $r=0.95$. [13] Persamaan matematis fungsi transfer dalam domain z dinyatakan dalam Persamaan (3.4) dengan penurunan seperti di bawah ini.

$$\begin{aligned}
 H(z) &= \frac{(z-1)(z+1)}{(z-re^{j\theta})(z-re^{-j\theta})} \\
 H(z) &= \frac{z^2-1}{z^2-zre^{-j\theta}-zre^{j\theta}+re^{j\theta} \cdot re^{-j\theta}} \\
 H(z) &= \frac{z^2-1}{z^2-zr(e^{j\theta}+e^{-j\theta})+r^2} \\
 H(z) &= \frac{z^2-1}{z^2-2\cos\theta zr+r^2} \tag{3.4}
 \end{aligned}$$

Persamaan respon frekuensi dari persamaan matematis dinyatakan dalam Persamaan (3.5) dengan penurunan sebagai berikut.

$$H(\Omega) = H(z)|_{z=e^{j\Omega}}$$

$$\begin{aligned}
H(\Omega) &= \frac{e^{j2\Omega} - 1}{e^{j2\Omega} - e^{j\Omega} r^2 \cos \theta + r^2} \\
H(\Omega) &= \frac{\cos 2\Omega + j \sin 2\Omega - 1}{\cos 2\Omega + j \sin 2\Omega - 2 r \cos \theta \cos \Omega - 2 r \cos \theta j \sin \Omega + r^2} \\
H(\Omega) &= \frac{(\cos 2\Omega - 1) + j (\sin 2\Omega)}{(\cos 2\Omega - 2 r \cos \theta \cos \Omega + r^2) + j (\sin 2\Omega - 2 r \cos \theta \sin \Omega)} \quad (3.5)
\end{aligned}$$

Besar magnitude $|H(\Omega)|$ dari persamaan respon frekuensi ditunjukkan oleh Persamaan (3.6).

$$|H(\Omega)| = \sqrt{\frac{(\cos 2\Omega - 1)^2 + (\sin 2\Omega)^2}{(\cos 2\Omega - 2 r \cos \theta \cos \Omega + r^2)^2 + (\sin 2\Omega - 2 r \cos \theta \sin \Omega)^2}} \quad (3.6)$$

Persamaan hasil *filter* yang dinyatakan dalam Persamaan (3.7) diturunkan melalui perhitungan di bawah ini.

$$\frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{z^2 - 1}{z^2 - 2 \cos \theta z r + r^2} \left| \frac{1/z^2}{1/z^2} \right|$$

$$\frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{1 - z^{-2}}{1 - 2 \cos \theta z^{-1} r + r^2 z^{-2}}$$

$$(1 - 2 \cos \theta z^{-1} r + r^2 z^{-2}) Y(z) = (1 - z^{-2}) X(z)$$

Kemudian persamaan di atas diubah ke *Time Domain* (TD) sehingga dapat diperoleh Persamaan (3.7).

$$y(n) - 2 \cos \theta r y(n-1) + r^2 y(n-2) = x(n) - x(n-2)$$

$$y(n) = x(n) - x(n-2) + 2 \cos \theta r y(n-1) - r^2 y(n-2) \quad (3.7)$$

Sinyal yang telah di-*sampling* pada variabel $x1[n]$ akan difilter secara *band pass* untuk mengekstrak QRS kompleks dan disimpan dalam variabel $x2[n]$. Perintah program di bawah ini digunakan untuk menghitung persamaan *band pass filter* sesuai dengan Persamaan (3.7).

$$\begin{aligned}
x2[n] &= x1[n] - x1[n-2] + (2 * \cos(teta) * r * x2[n-1]) - \\
&\quad (r * r * x2[n-2]);
\end{aligned}$$

Setelah diperoleh QRS kompleks, sesuai dengan algoritma Pan-Tompkins, selanjutnya sinyal tersebut dikuadratkan setiap nilainya untuk membuat semua titik data diproses menjadi sinyal positif dan menekan frekuensi tinggi dari sinyal. Hasilnya adalah sinyal yang mewakili QRS kompleks yang mempunyai amplitudo tinggi. Sinyal hasil pengkuadratan tersebut disimpan dalam variabel $x3[n]$. Perintah program yang digunakan adalah sebagai berikut.

$$x3[n] = x2[n] * x2[n]$$

Kebanyakan QRS kompleks yang tidak normal memiliki amplitudo yang besar dan durasi yang lama, sehingga masih besar kemungkinan untuk tidak terdeteksinya gelombang R. Oleh karena itu, sinyal yang sudah dikuadratkan di $x3[n]$ perlu di ekstrak lagi untuk mendeteksi kejadian QRS. Cara mengekstrak kejadian QRS tersebut adalah menggunakan *moving window average* dan disimpan pada variabel $x5[n]$. Perintah yang digunakan untuk melakukan fungsi *moving window average* sesuai dengan Persamaan (2.31) dengan nilai $M=100$ adalah sebagai berikut.

$$\text{for } (k = 0; k < M; k++) \{ x5[n] = x5[n] + x3[n]; \}$$

$$x5[n] = x5[n]/M;$$

Langkah selanjutnya adalah membandingkan sinyal $x5[n]$ saat ini dengan *threshold*. Jika sinyal saat ini lebih besar dari *threshold* maka QRS terdeteksi atau nilai dari variabel $RR=1$, dan jika tidak terdeteksi maka variabel $RR=0$. Kemudian untuk menghindari pendeteksian yang lebih pada saat sinyal lebih besar dari *threshold*, maka ditambahkan penyimpanan nilai $x5$ yang terakhir. Proses ini dapat ditulis dari Persamaan (3.8).

$$RR[n] = \begin{cases} 1, & \text{jika } (x5[n] > \text{threshold}) \text{ dan } (last_{x5} < \text{threshold}) \\ 0, & \text{lainnya} \end{cases} \quad (3.8)$$

Setelah membandingkan sinyal dengan *threshold* untuk mendeteksi QRS, proses selanjutnya adalah menghitung jarak antara R-R (*R-R interval*) yang diwakili oleh jarak antara awal QRS terdeteksi sekarang dengan QRS terdeteksi sebelumnya. Secara algoritma dapat ditulis dalam Persamaan (3.9).

$$RRinterval = n - last_n \text{ (satuan milidetik)} \quad (3.9)$$

Nilai dari n mewakili 1 milidetik, $last_n$ merupakan n terakhir pada saat QRS terdeteksi sebelumnya. Kemudian untuk menghitung *heart rate* (HR) digunakan Persamaan (3.10).

$$heart_{rate} = \frac{60000}{RR_{interval}} \text{ (satuan } beat \text{ per minute)} \quad (3.10)$$

Setelah nilai *HR* didapat, maka dengan mengurangi parameter *HR* sekarang dan *HR* sebelumnya, didapat nilai dari *Heart Rate Variability*, seperti Persamaan (3.11)

$$HRV = HR[n] - HR[n - 1] \quad \text{(satuan } beat \text{ per minute}^2) \quad (3.11)$$

Perintah program yang ditulis akan menjadi seperti berikut ini.

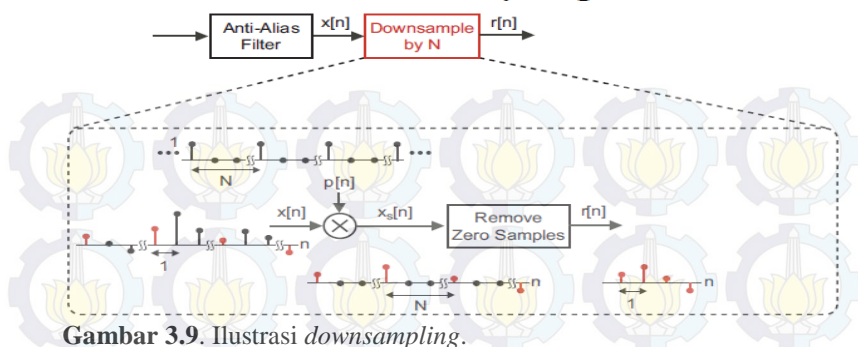
```
if (x5[n] > threshold){
    if (lastx5 == 0){ HR = 60000/RR ; RR = 0; } else {RR + +; }
    lastx5 = 1; }
else { RR + +; lastx5 = 0; }
```

3.3.2 Perangkat Lunak Pada Komputer / Laptop

Perangkat lunak yang digunakan pada komputer / laptop dibuat menggunakan program Delphi XE5. Adapun komponen yang terdapat pada perangkat lunak ini adalah program untuk menampilkan dan melakukan pra-proses pada sinyal EEG, program untuk mengolah data EEG menggunakan transformasi wavelet kontinu, dan program untuk mengolah data ECG hingga diperoleh variabilitas detak jantung, serta program untuk menampilkan secara multi modal hasil pengolahan sinyal EEG dan ECG agar dapat diamati karakteristik yang terdapat pada subjek yang menunjukkan terjadinya kelelahan mental.

3.3.2.1 Program Pra-Proses Sinyal EEG

Sinyal hasil rekaman dari modul EEG tersimpan dalam file yang memiliki format *.easy*. Data EEG ini masih memiliki frekuensi *sampling* 500Hz. Untuk mempercepat perhitungan tanpa menghilangkan komponen frekuensi penting dari sinyal EEG (0 - 30Hz) dan sekaligus menghilangkan frekuensi tinggi sinyal yang tidak dibutuhkan,



Gambar 3.9. Ilustrasi *downsampling*.

digunakan teknik *downsampling* untuk menurunkan frekuensi *sampling* dari 500Hz menjadi 62.5Hz. Sesuai dengan teorema Nyquist yang menyatakan bahwa agar tidak ada frekuensi yang hilang ketika pencuplikan sinyal, frekuensi *sampling* minimum yang dibutuhkan adalah dua kali dari frekuensi sinyal yang akan di-*sampling*, maka dengan menggunakan frekuensi *sampling* 62.5Hz dapat direkonstruksi kembali sinyal EEG dengan rentang frekuensi 0Hz hingga 31.25Hz. Proses *downsampling* sesuai dengan ilustrasi pada Gambar 3.9.

Untuk menurunkan frekuensi *sampling* dibutuhkan suatu *decimation factor* (M), yang merupakan rasio antara frekuensi *sampling* sebelum diturunkan dan setelah diturunkan. *Decimation factor* yang digunakan dihitung menggunakan Persamaan (3.12).

$$M = \frac{500}{62.5} = 8 \quad (3.12)$$

Pada pemrograman Delphi, untuk melakukan *downsampling* digunakan perintah modulo sesuai dengan nilai M untuk membaca *file .easy*, sehingga diperoleh sinyal rekonstruksi EEG dengan frekuensi *sampling* 62.5 Hz yang jauh lebih rendah dari frekuensi *sampling* aslinya. Komponen frekuensi di atas 31.25 Hz yang terekam pada *file .easy* akan mengalami aliasing saat direkonstruksi.

Sinyal EEG dari hasil rekaman modul Enobio 20 masih mengandung komponen DC yang menyebabkan kenaikan dan penurunan *baseline* sinyal, dan juga *noise* 50 Hz dari jala-jala listrik. Frekuensi 50 Hz yang terdapat pada rekonstruksi *input* sinyal EEG akan mengalami *aliasing* akibat dari *downsampling* yang dilakukan. Untuk mengembalikan *baseline* sinyal ke titik nol dan mem-*filter* sinyal secara digital hingga diperoleh frekuensi 0.5 Hz hingga 30 Hz digunakan *digital bandpass filter*.

Digital *band pass filter* tersusun atas LPF (*low pass filter*) dan HPF (*high pass filter*) yang di-*cascade*. Persamaan *filter* LPF dan HPF yang digunakan didapatkan melalui perhitungan berdasarkan Alarcon (2000). Alarcon menyederhanakan persamaan umum *filter* LPF dan HPF *butterworth* orde 3 [14], menjadi Persamaan (3.13) untuk persamaan umum *low pass filter* dan Persamaan (3.14) untuk persamaan umum *high pass filter*.

Persamaan umum *low pass filter* dinyatakan dalam Persamaan (3.13).

$$y_k = c_0 \cdot x_k + c_1 \cdot x_{k-1} + c_2 \cdot x_{k-2} + c_3 \cdot x_{k-3} + d_1 \cdot y_{k-1} + d_2 \cdot y_{k-2} + d_3 \cdot y_{k-3} \quad (3.13)$$

Nilai dari koefisien-koefisien *low pass filter* dihitung sebagai berikut.

$$c_0 = c_3 = \frac{T^3 \cdot \omega_{cw}^3}{A_0}, \quad c_1 = c_2 = \frac{3T^3 \cdot \omega_{cw}^3}{A_0}$$

$$d_1 = \frac{-A_1}{A_0}, \quad d_2 = \frac{-A_2}{A_0}, \quad d_3 = \frac{-A_3}{A_0}$$

Persamaan umum *high pass filter* dinyatakan dalam Persamaan (3.14).

$$y_k = c_0 \cdot x_k + c_1 \cdot x_{k-1} + c_2 \cdot x_{k-2} + c_3 \cdot x_{k-3} + d_1 \cdot y_{k-1} + d_2 \cdot y_{k-2} + d_3 \cdot y_{k-3} \quad (3.14)$$

Nilai dari koefisien-koefisien *high pass filter* dihitung sebagai berikut.

$$c_0 = \frac{8}{A_0}, \quad c_1 = -\frac{24}{A_0}$$

$$c_2 = \frac{24}{A_0}, \quad c_3 = \frac{-8}{A_0}$$

$$d_1 = \frac{-A_1}{A_0}, \quad d_2 = \frac{-A_2}{A_0}, \quad d_3 = \frac{-A_3}{A_0}$$

Baik untuk LPF dan HPF, nilai dari A_0, A_1, A_2, A_3 pada perhitungan koefisien merupakan penyederhanaan dari persamaan di bawah ini,

$$A_0 = 8 + 8\omega_{cw}T + 4\omega_{cw}^2T^2 + \omega_{cw}^3T^3$$

$$A_1 = -24 - 8\omega_{cw}T + 4\omega_{cw}^2T^2 + 3\omega_{cw}^3T^3$$

$$A_2 = 24 - 8\omega_{cw}T - 4\omega_{cw}^2T^2 + 3\omega_{cw}^3T^3$$

$$A_3 = -8 + 8\omega_{cw}T - 4\omega_{cw}^2T^2 + \omega_{cw}^3T^3$$

dimana T adalah periode *sampling* dalam detik dan ω_{cw} adalah frekuensi *warping* yang dihitung dari frekuensi *cut-off* (ω_c) melalui Persamaan (3.15).

$$\omega_{cw} = \frac{2}{T} \tan \left(\frac{\omega_c T}{2} \right) \quad (3.15)$$

Dengan menentukan frekuensi *cut-off* dari LPF sebesar 30 Hz dan frekuensi *cut-off* dari HPF sebesar 0.5 Hz maka akan didapatkan persamaan *filter* LPF dari Persamaan (3.13) dan HPF dari Persamaan (3.14) seperti di bawah ini.

Persamaan *Low Pass Filter* ($f_c=30$ Hz) :

$$y[n] = 0.882 * x[n] + 2.646 * x[n-1] + 2.646 * x[n-2] + 0.882 * x[n-3] - 2.749 * y[n-1] - 2.528 * y[n-2] - 0.764 * y[n-3]$$

Persamaan *High Pass Filter* ($f_c=0.5$ Hz) :

$$y[n] = 0.951 * x[n] - 2.853 * x[n-1] + 2.853 * x[n-2] - 0.951 * x[n-3] + 2.8996 * y[n-1] - 2.804 * y[n-2] + 0.904 * y[n-3]$$

3.3.2.2 Program Transformasi Wavelet Kontinu EEG

Transformasi wavelet digunakan untuk mengetahui terjadinya suatu frekuensi pada suatu waktu tertentu, dengan melihat besarnya amplitudo yang dimiliki oleh setiap frekuensi pada suatu waktu tertentu. Transformasi ini merupakan alternatif dari *short time Fourier transform* (STFT) yang digunakan untuk mengatasi kendala resolusi yang dimiliki oleh STFT. Pada frekuensi tinggi, transformasi wavelet akan memiliki resolusi waktu yang tinggi namun resolusi frekuensinya rendah. Sedangkan pada frekuensi rendah, transformasi wavelet akan memiliki resolusi frekuensi yang tinggi namun resolusi waktunya yang rendah. Dengan demikian, akan lebih cocok menggunakan durasi yang pendek untuk frekuensi yang tinggi, dan durasi yang panjang untuk frekuensi yang rendah. Lebar *window* transformasi berubah saat transformasi menghitung setiap komponen spektral yang dimiliki oleh sinyal.

Prinsip dari transformasi wavelet adalah membagi sinyal menjadi grup-grup yang merepresentasikan sinyal yang sama namun pada rentang frekuensi yang berbeda, dan hanya menyediakan frekuensi mana saja yang terdapat pada suatu interval waktu tertentu. Wavelet sendiri berarti gelombang kecil, yang menggambarkan fungsi *window* yang memiliki panjang terbatas.

Dalam transformasi wavelet kontinu digunakan mother wavelet, yaitu suatu fungsi *prototipe* yang digunakan untuk menghasilkan fungsi *window* lainnya. Fungsi *window* yang dihasilkan merupakan versi yang lebih lebar atau lebih sempit atau pergeseran dari *mother wavelet*. Fungsi *window* ini diperoleh melalui penskalaan dan pergeseran dengan suatu konstanta skala (s) dan konstanta translasi. Saat nilai $s > 1$ maka sinyal akan melebar, sedangkan saat $s < 1$ maka sinyal akan menyempit. Untuk menganalisa frekuensi rendah digunakan nilai skala yang tinggi sehingga terlihat penampakan sinyal secara global dan tidak mendetail. Untuk menganalisa sinyal frekuensi tinggi digunakan nilai skala rendah sehingga menghasilkan penampakan sinyal yang mendetail dalam waktu singkat. Persamaan (3.16) berikut ini digunakan untuk melakukan komputasi transformasi wavelet kontinu.

$$CWT_x^\psi(\tau, s) = \psi_x^\psi(\tau, s) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \int x(t) \cdot \psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right) dt \quad (3.16)$$

Untuk menyelesaikan komputasi dengan persamaan di atas, terdapat langkah-langkah yang dijalankan dalam program, yaitu:

- Langkah 1 : Meletakkan wavelet pada bagian depan sinyal dan mengatur nilai skala $s=1$ untuk menghasilkan wavelet yang paling terkompresi.
- Langkah 2 : Mengalikan fungsi wavelet pada nilai skala $s=1$ dengan sinyal *input* dan mengintegalkannya pada setiap ranah waktu, lalu mengalikannya dengan $1/\sqrt{s}$.
- Langkah 3 : Menggeser wavelet ke waktu $t=\tau$ dan mendapatkan nilai transformasi pada $t=\tau$ dan $s=1$.
- Langkah 4 : Mengulangi prosedur diatas hingga mencapai akhir dari sinyal *input*.
- Langkah 5 : Menambah nilai skala s dengan nilai yang kecil, lalu mengulangi langkah 1 hingga 4 dengan nilai skala s yang baru.
- Langkah 6 : Setiap perhitungan terhadap nilai s yang diberikan akan mengisi satu baris di sumbu waktu-skala pada hasil transformasi wavelet kontinu.
- Langkah 7 : Hasil transformasi wavelet kontinu diperoleh saat seluruh nilai s telah selesai dihitung.

Untuk mentransformasikan sinyal EEG dengan transformasi wavelet kontinu (CWT), ketujuh langkah diatas direalisasikan dalam program yang memiliki algoritma sebagai berikut:

1. Tetapkan frekuensi wavelet (f_w) sebesar 0.849.

2. Hitung besarnya omega dengan persamaan $\omega_w = 2 \times \pi \times fw$.
3. Tentukan jumlah kolom hasil CWT untuk menentukan resolusi waktu dari hasil CWT. Dalam hal ini, jumlah kolom sama dengan jumlah data pada sinyal EEG.
4. Tentukan jumlah baris hasil CWT sesuai dengan resolusi frekuensi yang ingin diamati hasil transformasinya. Dalam program ini jumlah baris ditentukan sebanyak 40 baris.
5. Tentukan besarnya koefisien pergeseran waktu (τ) yang besarnya sama dengan periode *sampling* sinyal *input* dan dimasukkan dalam variabel dt melalui persamaan $dt = 1/fs$.
6. Variabel skala adalah a dan variabel translasi adalah b . Nilai skala awal ditentukan sebesar 9.5×10^{-3} supaya diperoleh hasil transformasi yang memiliki resolusi tinggi untuk sinyal *input* EEG yang diberikan. Sedangkan untuk nilai awal variabel translasinya ditentukan sebesar 0.0.
7. Iterasi tingkat pertama dilakukan untuk menyelesaikan langkah kedua komputasi CWT, yaitu mengintegrasikan komponen real dan imajiner dari sinyal *input* dan mengalikannya dengan fungsi wavelet dan $1/\sqrt{a}$ pada setiap ranah waktu t . Untuk setiap data pada sinyal *input* EEG $x(t)$ dihitung nilai real, imajiner, integrasi, dan penambahan nilai t melalui Persamaan (3.17), (3.18), (3.19), (3.20) dan (3.21).

$$real = \frac{1}{\sqrt{a}} \times \frac{1}{\sqrt[4]{\pi}} \times e^{\left(\frac{-(t-b)}{a}\right) \times \left(\frac{(t-b)}{a/2.0}\right)} \times \cos\left(\omega_w \times \frac{(t-b)}{a}\right) \quad (3.17)$$

$$imajiner = \frac{1}{\sqrt{a}} \times \frac{-1}{\sqrt[4]{\pi}} \times e^{\left(\frac{-(t-b)}{a}\right) \times \left(\frac{(t-b)}{a/2.0}\right)} \times \sin\left(\omega_w \times \frac{(t-b)}{a}\right) \quad (3.18)$$

Integrasi:

$$real_{cwt} = real_{cwt} + (x(t) \times real) \quad (3.19)$$

$$imajiner_{cwt} = imajiner_{cwt} + (x(t) \times imajiner) \quad (3.20)$$

$$t = t + dt; \quad (3.21)$$

Hasil yang diperoleh dari iterasi ini adalah maginitudo hasil transformasi wavelet kotinu pada satu koordinat baris dan kolom, yang dihitung dengan Persamaan (3.22).

$$magnitudo_{cwt} = \sqrt[2]{(real_{cwt})^2 + (imajiner_{cwt})^2} \quad (3.22)$$

8. Iterasi tingkat kedua dilakukan untuk menjalankan fungsi translasi dari transformasi wavelet, dimana koefisien translasinya akan bertambah sebanyak db dengan Persamaan (3.23).

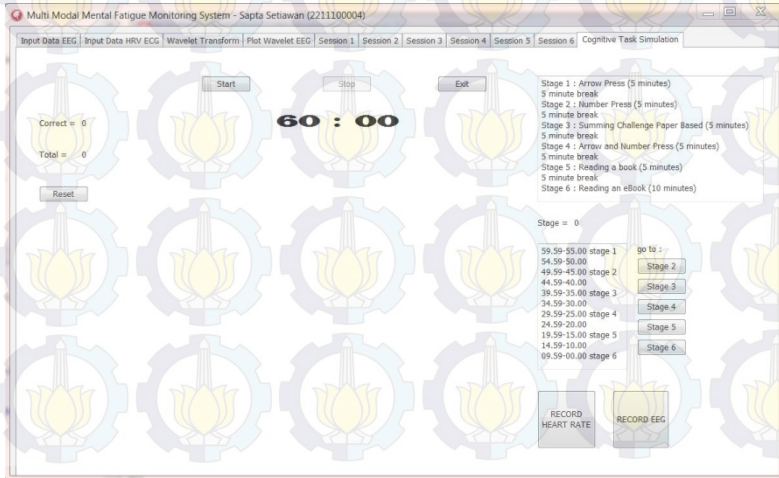
$$db = (\text{jumlah data cwt} - 1) \times dt / \text{jumlah kolom} \quad (3.23)$$

Untuk setiap pergeseran translasi sebesar db , program akan kembali melakukan iterasi tingkat pertama. Setelah komputasi iterasi tingkat kedua selesai dilakukan, hasilnya adalah magnitudo hasil transformasi wavelet kontinu pada satu baris frekuensi (langkah 4 selesai).

9. Iterasi tingkat ketiga dilakukan untuk memperoleh hasil transformasi wavelet secara keseluruhan. Komputasi iterasi tingkat pertama dan kedua dilakukan untuk setiap nilai skala dengan penambahan skala sebesar $a = a + 2.5 \times 10^{-4}$ pada tiap iterasi di tingkat ketiga.

3.3.2.3 Program Pengkondisi Kelelahan Mental untuk Multi Modal Mental Fatigue Monitoring

Program untuk memonitor kelelahan mental secara multi modal berisi tampilan hasil transformasi wavelet kontinu dan variabilitas laju detak jantung dari keenam sesi pengukuran. Skenario yang digunakan untuk menguji kelelahan kognitif dari subjek berdurasi enam puluh menit (satu jam) yang terbagi atas enam sesi dengan durasi lima menit untuk lima sesi pertama dan sepuluh menit untuk sesi keenam serta memiliki jeda antar sesi selama lima menit.



Gambar 3.10. Program pengkondisian kelelahan kognitif.

Pada sesi pertama, subjek diminta untuk mengenali objek di layar komputer berupa arah *up*, *down*, *left*, *right*, dan menekan tombol panah pada *keyboard* sesuai dengan kata yang muncul di layar. Sesi pertama ini berlangsung selama lima menit.

Pada sesi kedua, subjek diminta untuk mengenali angka yang muncul pada layar komputer dan menekan tombol angka pada *numpad* sesuai dengan angka yang muncul. Angka yang muncul adalah angka 0 hingga 9. Sesi kedua berlangsung selama lima menit.

Pada sesi ketiga, subjek diminta menjumlah angka-angka sebanyak mungkin selama lima menit di atas kertas. Penjumlahan dilakukan antara angka terakhir dan angka pada satu suku sebelumnya. Hasil penjumlahan yang ditulis hanya satuannya saja.

Pada sesi keempat, subjek diminta untuk mengenali kata dan angka pada layar komputer selama lima menit dan menekan tombol pada *keyboard* sesuai dengan kata dan angka yang muncul di layar. Kata yang muncul di layar adalah *up*, *down*, *left*, *right*, dan angka dari 0 hingga 9.

Pada sesi kelima, subjek diminta membaca buku diktat selama lima menit. Sedangkan pada sesi keenam, subjek diminta untuk membaca *ebook* selama sepuluh menit. Subjek diminta untuk membaca dengan tidak bersuara tanpa berhenti selama sesi kelima dan keenam.

Setiap jeda antar sesi memiliki durasi selama lima menit. Jeda ini digunakan untuk mengatur ulang instrumentasi pengukuran yang terpasang pada subjek agar dapat menghasilkan data yang baik pada sesi pengukuran berikutnya.

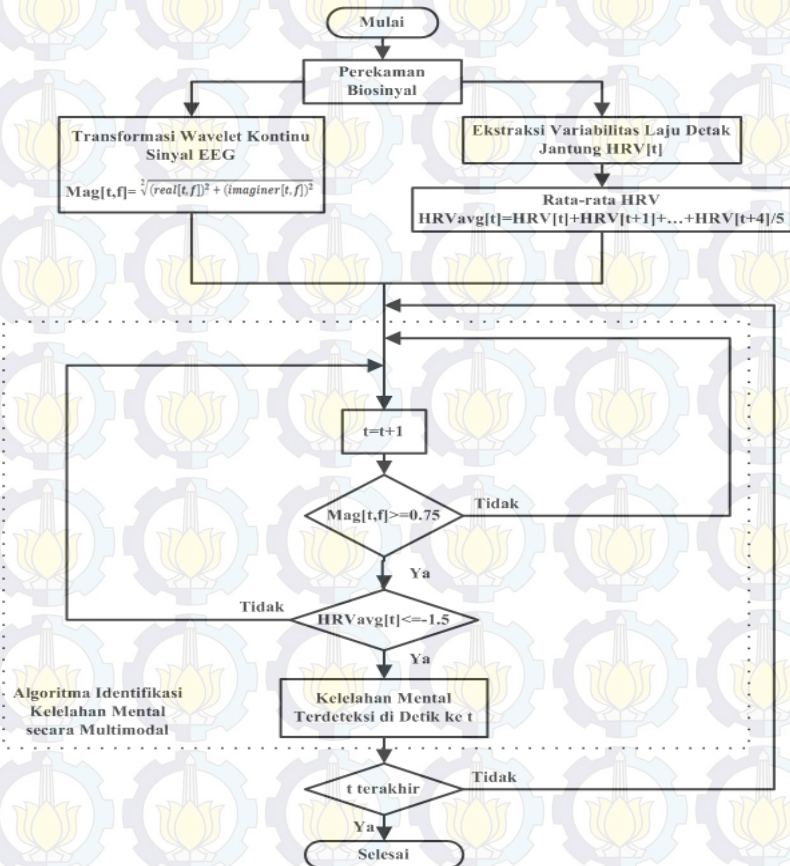
3.3.2.4 Program Deteksi Waktu Terjadinya Kelelahan Mental Secara Multimodal

Program yang digunakan untuk mendeteksi waktu terjadinya kelelahan mental secara multimodal memiliki algoritma sebagai berikut:

1. Dari hasil transformasi wavelet kontinu, periksa nilai yang terdapat pada satu besaran frekuensi yang dapat digunakan untuk menentukan kelelahan mental pada setiap rentang waktunya. Jika amplitudo sinyal pada frekuensi tersebut melebihi 0.75 dari skala 0 hingga 1, maka deteksi waktu saat amplitudo tersebut terjadi sebagai kelelahan mental dari modal EEG.
2. Dari data *heart rate variability*(HRV), hitung rata-rata nilai HRV di setiap waktu dengan rentang beberapa detik kedepan. Jika nilai rata-rata tersebut bernilai negatif berarti *heart rate* sedang

mengalami penurunan dalam rentang waktu tersebut. Untuk dapat dideteksi sebagai kelelahan mental, maka batas nilai yang digunakan untuk nilai rata-rata dari HRV adalah -1.5. Jika rata-rata HRV kurang dari -1.5 maka akan terdeteksi sebagai kelelahan mental dari modal ECG.

3. Algoritma multimodal akan mendeteksi terjadinya kelelahan mental pada detik ke N jika dalam rentang waktu detik ke N hingga sesaat sebelum detik ke N+1 terdeteksi kelelahan mental dari modal ECG dan EEG.



Gambar 3.11. Flowchart program deteksi waktu terjadinya kelelahan mental secara multimodal.

BAB IV

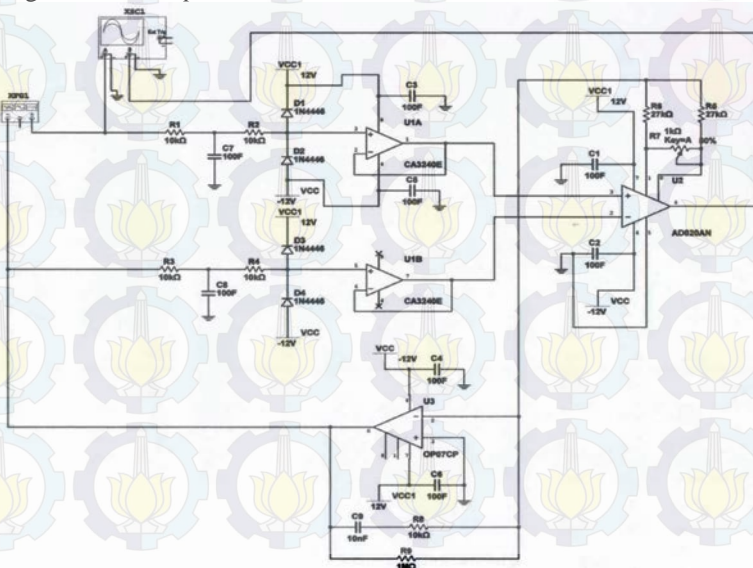
HASIL PENGUJIAN DAN ANALISA

Bab ini membahas tentang pengujian perangkat elektronik dan perangkat lunak yang telah dirancang pada bab sebelumnya. Pengujian dilakukan melalui beberapa percobaan untuk mengetahui apakah sistem yang dirancang sudah sesuai dengan kinerja yang diharapkan, baik secara terpisah maupun sistem keseluruhan. Hasil pengujian disertakan dalam bentuk gambar, grafik, maupun tabel.

4.1 Pengujian dan Analisa Perangkat Elektronik

4.1.1 Pengujian dan Analisa Penguat Instrumentasi

Pengujian dilakukan seperti Gambar 4.1 dengan memberikan *input* sinyal sinus 16mV dengan frekuensi 10 Hz ke *input* penguat instrumen. Sinyal sinus dimasukkan pada *input* (+) penguat instrumen, sedangkan *input* (-) dihubungkan ke *ground*. *RG* merupakan tahanan variabel yang diatur dengan tahanan sebesar 50 Ω . Gambar 4.2 menunjukkan penguatan dari *output* AD620.



Gambar 4.1 Cara pengujian rangkaian penguat instrumentasi



Gambar 4. 2 Pengujian penguatan instrumentasi

Berdasarkan pengujian dan perhitungan terdapat perbedaan besarnya penguatan.

$$Av = \frac{Vo}{Vi} = \frac{7200}{16} = 450 \text{ kali} \quad (\text{berdasarkan pengujian})$$

$$Av = \frac{49.4K\Omega}{50\Omega} + 1 = 988 \text{ kali} \quad (\text{berdasarkan teori})$$

Dari hasil penguatan yang diperoleh dalam pengujian, nilai RG sebenarnya yang digunakan saat pengujian ini dihitung sebagai berikut.

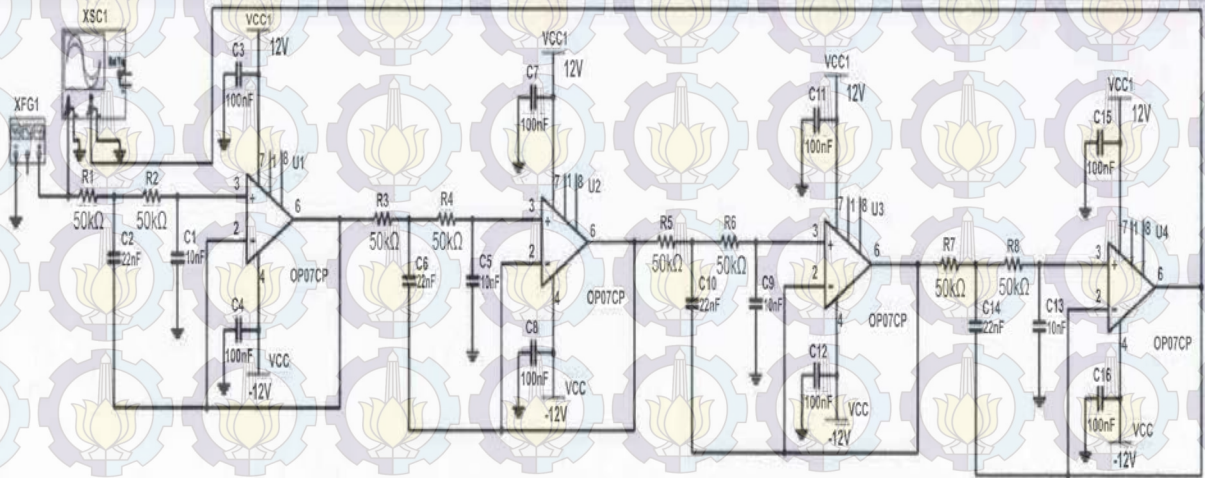
$$RG = \frac{49.4K\Omega}{G - 1} = \frac{49400}{450 - 1} = 110\Omega$$

4.1.2 Pengujian dan Analisa Rangkaian Filter

4.1.2.1. Low Pass Filter (LPF)

Pengujian dilakukan seperti Gambar 4.3. dengan memberikan *input* sinyal sinus dengan amplitudo 1 V_{peak-peak} dan frekuensi bervariasi, tujuannya untuk melihat respon frekuensi dari *low pass filter*. Hasil pengujian dapat dilihat dari Tabel 4.1 dan Gambar 4.4.

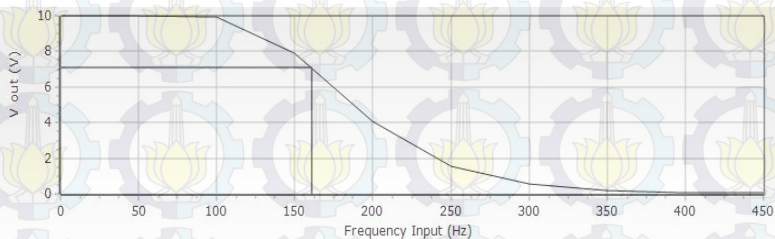
Filter dirancang mempunyai frekuensi *cut-off* 100 Hz. Secara teori, pada saat frekuensi *input* sama dengan frekuensi *cut-off* nya diharapkan penguatannya sebesar 0.707. Berdasarkan pengujian yang dilakukan, frekuensi pada saat penguatan 0.707 adalah 161 Hz. Penguatan maksimum pada daerah *passband* adalah sepuluh kali, dengan kesalahan frekuensi *cut-off* adalah 161 Hz - 100 Hz = 61 Hz.



Gambar 4. 3 Pengujian rangkaian *low pass filter*

Tabel 4. 1 Pengujian respon frekuensi rangkaian *low pass filter*

F in (Hz)	Vpp out (Volt)
1	10
50	10
100	9.92
150	7.92
200	4.08
250	1.52
300	0.54
350	0.172
400	0.068
450	0.032



Gambar 4. 4 Grafik pengujian respon frekuensi rangkaian LPF

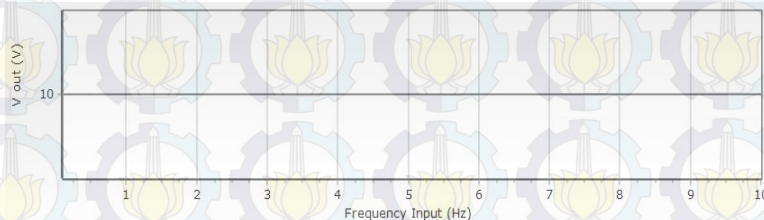
Hasil dari pengujian rangkaian *low pass filter* tidak sesuai dengan teori perancangan semula. Akan tetapi, *low pass filter* ini sudah cukup untuk kebutuhan sistem instrumentasi ECG karena *filter* telah dapat mereduksi sinyal dengan frekuensi tinggi diatas 100 Hz.

4.1.2.2. *High Pass Filter (HPF)*

Pengujian *high pass filter* dilakukan seperti Gambar 4.6. *Input* yang diberikan berupa sinyal sinus dengan amplitudo 1 V_{peak-peak} dan pengujian dilakukan pada frekuensi bervariasi. Tujuannya adalah melihat respon frekuensi dari *high pass filter*. Keluaran dari *function generator* disambungkan pada *input* rangkaian *high pass filter* dan

Tabel 4. 2 Pengujian respon frekuensi rangkaian *high pass filter*

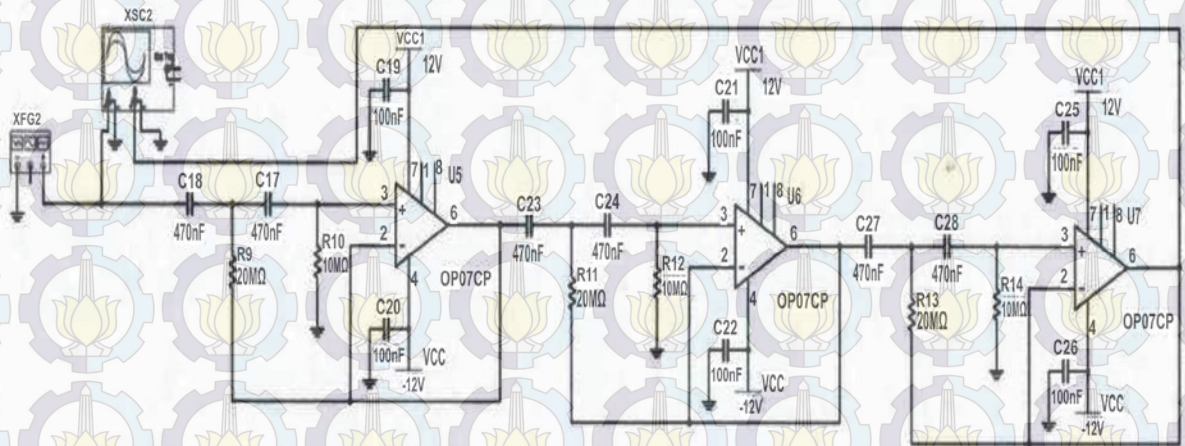
F in (Hz)	Vpp out (Volt)
0.1	10
0.2	10
0.5	10
1	10
5	10
10	10



Gambar 4. 5 Grafik pengujian respon frekuensi rangkaian HPF

osiloskop untuk mengamati sinyal *input*, sedangkan pada *output* rangkaian dihubungkan juga ke osiloskop dengan *channel* berbeda untuk melihat tegangan *output* dari rangkaian *high pass filter*. Hasil pengujian dapat dilihat dari Tabel 4.2 dan Gambar 4.5.

Filter dirancang mempunyai frekuensi *cut-off* 0.05 Hz, maka secara teori pada saat frekuensi *input* sama dengan frekuensi *cut-off* nya diharapkan penguatannya sebesar 0.707. Berdasarkan pengujian yang dilakukan, akibat dari keterbatasan frekuensi minimum yang dapat dikeluarkan oleh *function generator* yaitu hanya sebesar 0.07 Hz, maka pengukuran frekuensi terendah hanya dapat dimulai pada frekuensi tersebut dan menghasilkan *output* 10 Volt. Penguatan yang terjadi pada daerah *passband* adalah sebesar 10 kali. Untuk frekuensi yang lebih tinggi dari 0.07 Hz mengalami penguatan 10 kali. Dengan demikian, dapat disimpulkan bahwa rangkaian *high pass filter* ini telah bekerja sesuai dengan frekuensi *cut-off* yang dirancang sebelumnya yaitu 0.05Hz. Filter ini berfungsi untuk mengurangi komponen sinyal DC.



Gambar 4. 6 Cara pengujian rangkaian *high pass filter*

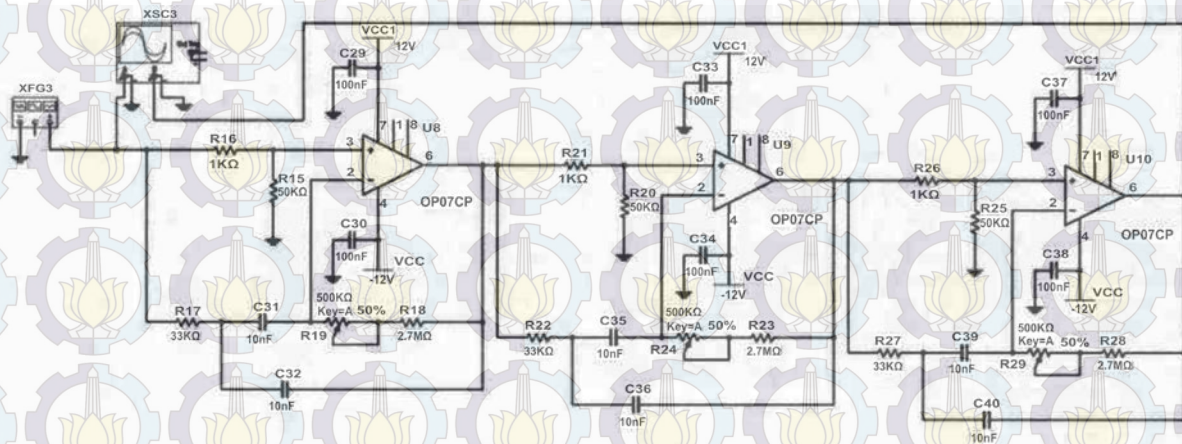
4.1.2.3. Band Stop Filter (BSF)

Pengujian *band stop filter* dilakukan seperti Gambar 4.7. *Input* yang diberikan berupa sinyal sinus dengan amplitudo $1 V_{peak-peak}$ dan diuji pada frekuensi yang bervariasi. Tujuannya untuk melihat respon frekuensi dari *band stop filter*. Hasil pengujian dapat dilihat dari Tabel 4.3 dan Gambar 4.8.

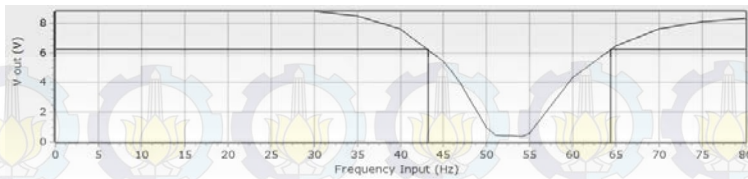
Band stop filter dirancang mempunyai frekuensi resonansi 50 Hz dengan *bandwidth* 10 Hz. Secara teori, pada saat frekuensi *input* sama dengan frekuensi resonansinya diharapkan penguatan sinyal keluarannya adalah paling minimum. Berdasarkan pengujian terlihat bahwa frekuensi *cut-off low* yang pada filter ini terletak pada frekuensi 43.195 Hz, sedangkan frekuensi *cut-off high* nya terletak pada frekuensi 64.386 Hz. Pada kedua frekuensi *cut-off* ini penguatannya adalah sebesar 0.707 kali. Pada frekuensi 50 Hz, penguatan yang terjadi sebesar 0.1 kali. Penguatan maksimal pada daerah *passband* adalah sebesar 8.8 kali. *Bandwidth* yang dimiliki oleh *filter* ini adalah 21.191Hz. Frekuensi tengah dengan penguatan minimum terjadi pada frekuensi 52Hz hingga 54Hz. Untuk kebutuhan sistem instrumentasi ECG respon frekuensi dari *band stop filter* ini sudah cukup, karena sinyal informasi memiliki amplitudo yang lebih besar dari *noise* pada daerah *bandwidth* filter.

Tabel 4. 3 Pengujian respon frekuensi rangkaian *band stop filter*

F in (Hz)	Vpp out (Volt)	F in (Hz)	Vpp out (Volt)
30	8.8	51	0.504
35	8.48	52	0.44
40	7.6	53	0.408
45	5.44	54	0.36
46	4.72	55	0.572
47	3.92	60	4.36
48	2.88	65	6.48
49	1.88	70	7.6
50	0.98	75	8.08



Gambar 4. 7 Cara pengujian rangkaian *band stop filter*



Gambar 4. 8 Grafik pengujian frekuensi *cut-off* rangkaian BSF

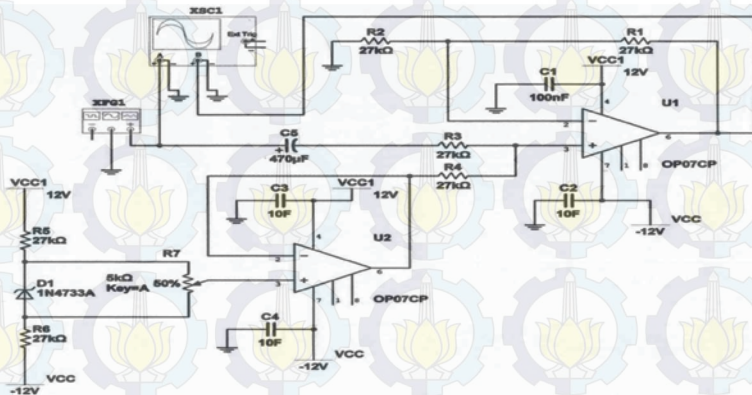
4.1.2.4. Pengujian dan Analisa Rangkaian Penjumlah

Pengujian terhadap rangkaian penjumlah dilakukan dengan merangkai rangkaian tersebut seperti Gambar 4.9. *Input* yang diberikan berupa sinyal sinus 1 V_{pp} dan frekuensi 100 Hz. Kemudian tegangan *offset* diatur 1.84 Volt DC. Hasil percobaan dapat dilihat pada Gambar 4.10.

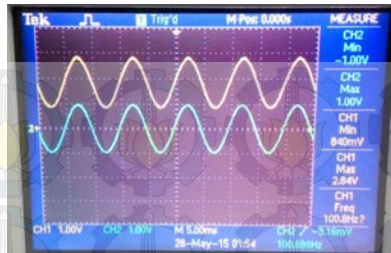
Dari Gambar 4.10 dapat dilihat bahwa sinyal *input* bergeser ke atas dengan frekuensi dan amplitudo yang sama. Rangkaian mempunyai penguatan sebesar 1. Dari hasil pengujian ini, rangkaian penjumlah dinyatakan dapat berkerja dengan baik. Persamaan (2.26) digunakan untuk membuktikan hasil pengujian dengan perhitungan di bawah ini.

$$A_v = \frac{V_o}{V_i} = \frac{1 \times \left(\frac{1V}{div}\right)}{1 \times \left(\frac{1V}{div}\right)} + 1,84 \times \left(\frac{1V}{div}\right)$$

$$V_o = 1v_{pp} + 1,84v$$



Gambar 4. 9 Cara pengujian rangkaian penjumlah



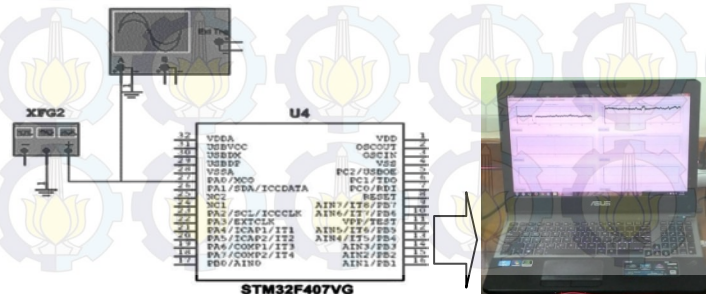
Gambar 4. 10 Hasil Pengujian Rangkaian Penjumlah

4.2 Pengujian Dan Analisa Perangkat Lunak

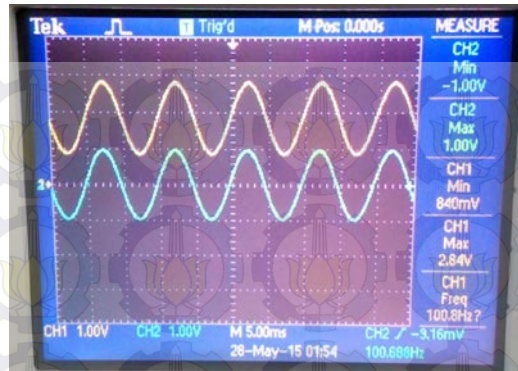
4.2.1 Pengujian Dan Analisa *Sampling*

Pengujian *sampling* sinyal *input* menggunakan ADC dari mikrokontroler dilakukan seperti Gambar 4.11, dengan *input* yang berasal dari pembangkit sinyal sinus. Tegangan *offset* pada pembangkit sinyal diatur positif agar sinyal berada diatas 0 Volt. Untuk mengatur tegangan *offset* ini, sinyal dari pembangkit sinyal sinus ditambahkan komponen sinyal DC menggunakan rangkaian *adder* yang telah diuji sebelumnya.

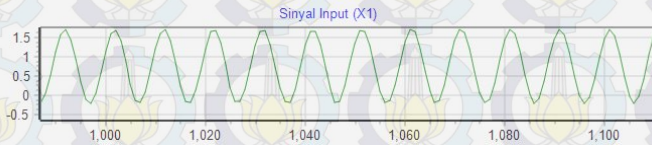
Sinyal analog di-*sampling* oleh ARM dengan frekuensi *sampling* 1KHz, kemudian data tersebut dikirim ke komputer dengan jalur komunikasi *port serial*, yang bertujuan untuk memudahkan dalam evaluasi hasil *sampling*. Pengujian dilakukan dengan merekam sinyal yang dihasilkan *function generator* dengan osiloskop yang juga tersambung pada pin ADC, kemudian dibandingkan dengan pembacaan ADC yang sinyal direkonstruksi ulang di PC. Hasil pengujian seperti pada Gambar 4.12.



Gambar 4. 11 Cara pengujian *sampling* sinyal



(a)



(b)

Gambar 4. 12 Hasil pengujian *sampling* ADC

(a) Sinyal *input* di osiloskop (CH1). (b) Sinyal *output* di komputer.

Pada Gambar 4.12a terlihat *input* sinyal sinus yang diukur menggunakan osiloskop dengan parameter volt/div 1V dan time/div 5ms. *Channel* 1 osiloskop menunjukkan sinyal *input* ADC, sementara *channel* 2 menunjukkan sinyal mula-mula dari pembangkit gelombang sinus. Berdasarkan gambar dilihat bahwa puncak atas sinyal berada pada +2.84 V dan puncak bawah sinyal berada pada +0.84 V dengan 1 periode sinyal nya sebesar 2 div. Dengan demikian, perhitungan *input* sinyal sinusnya adalah sebagai berikut.

$$v_{max} = 2.84 \text{ div} \times 1V = 2.84V$$

$$v_{min} = 0.84 \text{ div} \times 1V = 0.84V$$

$$v_{pp} = v_{max} - v_{min} = 2.84 - 0.84 = 1V$$

$$v_{center} = \frac{v_{max} + v_{min}}{2} = 1.84V$$

$$frekuensi = \frac{1}{T} = \frac{1}{2 \text{ div} \times 5 \text{ ms}} = 100 \text{ Hz}$$

Gambar 4.12b merupakan hasil *sampling* yang kembali direkonstruksi menjadi sebuah sinyal. Berdasarkan gambar, dapat dihitung amplitudo dan frekuensinya. terlihat bahwa puncak atas sinyal berada pada 1.67 Volt dan puncak bawah sinyal berada pada -0.33 Volt. Dengan frekuensi *sampling* 1KHz, terdapat 1 data setiap 1ms. Dari data ke 1000 hingga data ke 1100 terdapat 10 periode sinyal. Dengan demikian, 100 data memiliki 10 sinyal sehingga 1 sinyal memiliki periode 10 data atau setara dengan 10ms. Perhitungan sinyal hasil rekonstruksi adalah sebagai berikut.

$$v_{pp} = v_{max} - v_{min} = 1.67 - (-0.33) = 2V$$

$$v_{center} = \frac{v_{max} + v_{min}}{2} = 0.67V$$

$$f = \frac{1}{10 \times \frac{1}{fs}} = \frac{1}{10 \times 1ms} = \frac{1}{10ms} = 100 \text{ Hz}$$

Berdasarkan pengujian ini bisa disimpulkan bahwa *sampling* sinyal dapat dilakukan dengan baik karena sinyal digital (hasil rekonstruksi) sama dengan dengan sinyal analognya.

4.2.2 Pengujian Dan Analisa Durasi Pengolahan Sinyal Digital dalam ARM

Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui kecepatan proses pengolahan sinyal digital di ARM, yaitu durasi yang dibutuhkan ARM untuk 1 kali event *sampling* sampai mendeteksi QRS kompleks. Pengujian dilakukan dengan pendekatan konvensional, yaitu dengan menambahkan sebuah indikator pada suatu pin *output* ARM. Pada awal dan akhir dari 1 mode komputasi pada subrutin *interrupt Timer* ditambahkan indikator berupa perintah untuk menyalakan led merah sebagai tanda awal komputasi dan mematikan led merah sebagai tanda komputasi telah selesai.

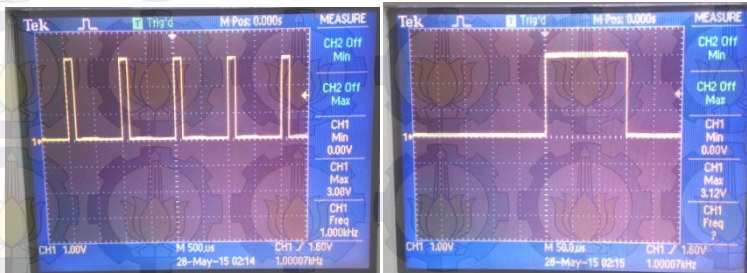
Berdasarkan potongan program diatas, led merah akan menyala ketika proses *sampling* dan QRS detektor berlangsung pada subrutin *interrupt timer*, kemudian led merah akan mati ketika proses *sampling* dan QRS detektor pada *interrupt Timer* selesai dikerjakan. Untuk melihat hasil pengujian dengan memasang osiloskop pada pin led merah yaitu PD12. Hasilnya terlihat pada Gambar 4.14.

```

void TIM2_IRQHandler(void)
{
    if (TIM_GetITStatus(TIM2, TIM_IT_Update) != RESET)
    {
        TIM_ClearITPendingBit(TIM2, TIM_IT_Update);
        led_merah_on ; // tanda komputasi dimulai
        threshold=40000;
        if(mode==1){
            x1[2]=x1[1];
            x1[1]=x1[0];
            x1[0]=read_adc(8);
            //sampling
            x2[2]=x2[1];
            x2[1]=x2[0];
            x2[0]=x1[0]-x1[2]+(2*cos(teta)*r*x2[1])-(r*r*x2[2]);
            //bandpass filter
            for(lp=0;lp<M;lp++){x3[M-lp]=x3[M-1-lp];} //shift x4
            x3[0]=x2[0]*x2[0];
            //squaring
            for(lp=0;lp<M;lp++){x5[M-lp]=x5[M-1-lp];} //shift x5
            for (k=0;k<M;k++){x5[0]=x5[0]+x3[k];}
            //moving window
            x5[0]=x5[0]/M;
            if (x5[0]>threshold){
                buzzer_on;
                if(last_x5==0){ // saat QRS terdeteksi
                    HR=60000/RR;
                    RR=0;
                }
                else{
                    RR++;
                }
                last_x5=1;
            }
            else{
                buzzer_off;
                RR++;
                last_x5=0;
            }
            USART_SendData(USART6,x1[0]); //PB0
            led_merah_off ; // tanda komputasi selesai
        }
    }
}

```

Gambar 4. 13 program pada interrupt timer



Gambar 4. 14 pulsa pada led merah ARM

Terlihat dari Gambar 4.14 bahwa durasi yang dibutuhkan ARM untuk satu kali *sampling* dan pengolahannya sama dengan satu periode nyala lampu led merah yang terjadi. 1 periode led merah menyala adalah 3 div dikalikan dengan time/div sebesar $50\mu\text{S}$ sehingga diperoleh durasi sebesar perhitungan di bawah ini.

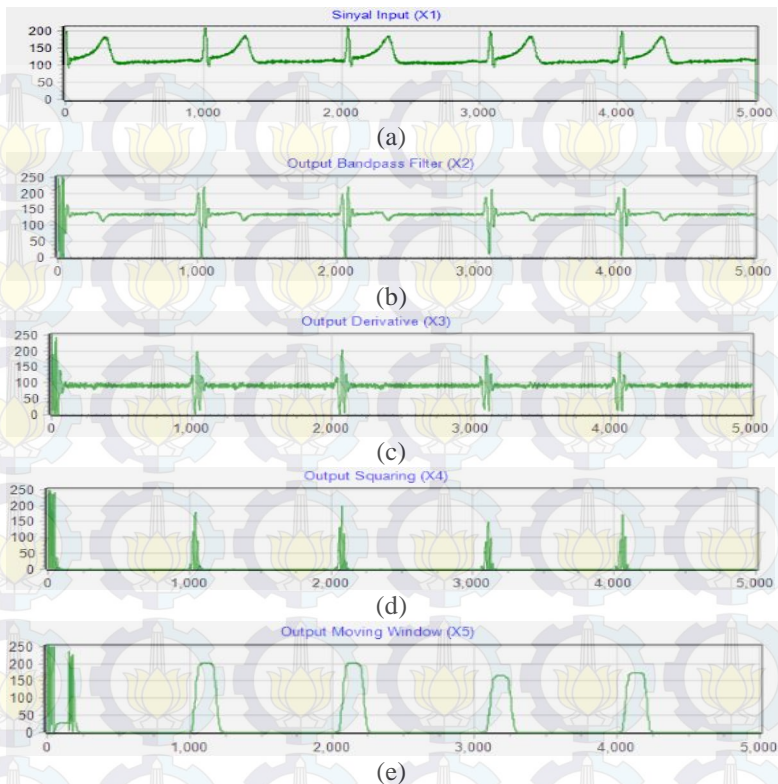
$$\text{durasi} = 50\mu\text{S} \times 3\text{Div} = 150\mu\text{S}$$

Berdasarkan pengujian ini dapat disimpulkan bahwa 1 mode pada subrutin program *interrupt Timer* yang berisi algoritma untuk mendeteksi QRS kompleks seperti pada Gambar 4.13 dieksekusi dengan durasi $150\mu\text{S}$. Dengan frekuensi *sampling* sebesar 1KHz, waktu maksimal untuk komputasi satu data *sampling* adalah 1ms atau $1000\mu\text{S}$. Masih ada sisa waktu yang bisa digunakan untuk pengolahan sinyal lebih lanjut selama $850\mu\text{S}$, antara lain dapat ditambahkan program/algoritma untuk mengekstrak nilai dari variabilitas temporal dalam analisa sinyal fisiologis jantung.

4.2.3 Pengujian Algoritma QRS Detektor

Pengujian ini dilakukan untuk memastikan algoritma detektor QRS yang diprogram pada ARM telah bekerja sesuai dengan rancangan. Urutan komputasi algoritma detektor QRS sesuai dengan algoritma *Pan-Tompkins* yang berjalan adalah merekonstruksi sinyal *sampling* ECG, menghitung hasil *band pass filter* digital, menghitung hasil *derivative* sinyal ter-filter, mengkuadratkan hasil *derivative*, dan menghitung *output moving window*. Cara pengujiannya adalah dengan merekam aktivitas jantung dan mendeteksi sinyal QRS selama 5 detik, kemudian *output* dari setiap proses QRS detektor di ARM dikirim melalui *port serial* ke PC untuk direkonstruksi ulang bentuk sinyal dari masing-masing proses QRS detektor. Hasilnya dapat dilihat pada Gambar 4.15.

Hasil pengujian dari algoritma QRS detektor yang telah ditampilkan di komputer dapat dilihat pada Gambar 4.15. terlihat dari masing-masing prosesnya telah memiliki *output* yang sesuai dengan fungsi dari tiap proses sinyal.



Gambar 4. 15 Hasil pengujian algoritma QRS detektor: (a) rekonstruksi sinyal jantung; (b) hasil komputasi *digital band pass filter*; (c) hasil komputasi derivatif; (d) hasil kuadrat derivatif; (e) hasil komputasi *moving window*.

4.2.4 Pengujian Perubahan Laju Detak Jantung

Pengujian selanjutnya adalah pengujian terhadap ketepatan dari algoritma QRS detektor dalam ARM untuk menghitung *heart rate*. Pada saat *heart rate* bernilai 60 BPM, sinyal analog ECG sebelum masuk ke ARM ditunjukkan oleh Gambar 4.16.

Dengan melihat jarak antar gelombang R sejauh 4 *div* pada sinyal analog ECG, dengan skala *time/div* sebesar 250mS, seperti terlihat pada



Gambar 4. 16 Capture sinyal ECG pada saat *heart rate* 60BPM

Gambar 4.16 dapat dihitung nilai dari *Heart Rate* dengan terlebih dahulu menghitung *RR interval* sebagai berikut.

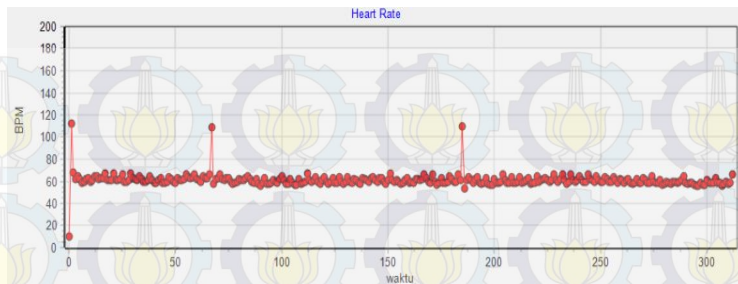
$$RR\ interval = 250ms \times 4\ Div = 1000ms$$

$$Heart\ Rate = \frac{60000ms}{RRinterval} = \frac{60000ms}{1000ms} = 60\ BPM$$

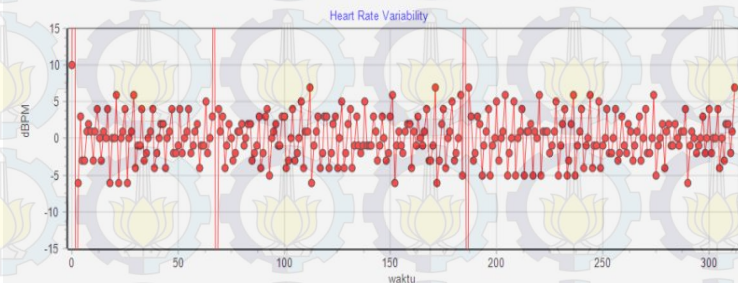
Setelah algoritma untuk menghitung *heart rate* teruji, maka pada *software* komputer dapat ditampilkan nilai *heart rate* tersebut selama periode pengukuran tertentu. Dalam pengukuran ini, durasi pengukuran *heart rate* adalah lima menit (300 detik).

Selain menampilkan nilai *heart rate*, program juga dibuat dapat menampilkan perubahan *heart rate* (*heart rate variability / HRV*) pada periode yang sama. Subjek diukur dalam keadaan duduk rileks. Hasil pengukuran *heart rate* dan HRV dapat dilihat pada Gambar 4.17

Dari Gambar 4.17 (a) terlihat bahwa laju detak jantung subjek yang terukur cukup stabil berada di kisaran 60 BPM. Terdapat kesalahan pendeteksian sebanyak 2 kali pada awal pengukuran dan 2 kali di tengah pengukuran akibat artefak *noise* sinyal yang masuk karena gangguan berupa pergerakan pada elektroda perangkat ECG. *Heart Rate Variability* (HRV) pada Gambar 4.17 (b) diperoleh dari selisih *heart rate* sekarang dengan *heart rate* sebelumnya.



(a)



(b)

Gambar 4. 17 Grafik (a) *heart rate*, dan (b) *heart rate variability* dengan periode pengukuran 300 detik.

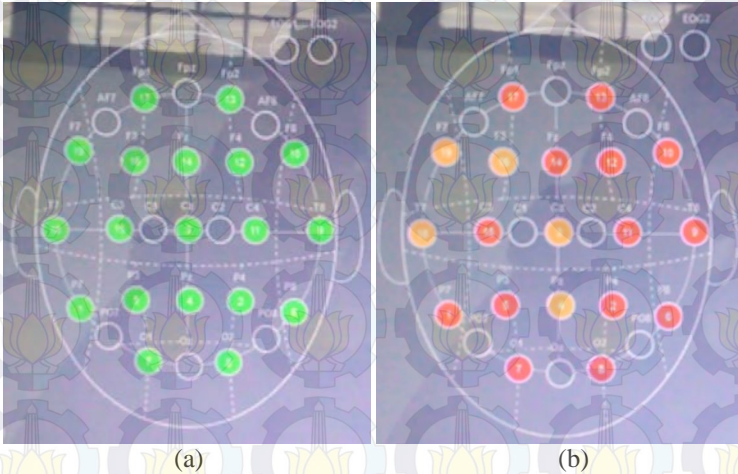
4.2.5 Pengambilan Data Electroencephalogram (EEG)

Pengambilan data EEG dilakukan dengan menggunakan modul Portable Wireless Brain Monitoring System Enobio 20. Perangkat EEG ini memiliki 20 channel pengukuran yang konfigurasi penempatan elektrodanya sesuai dengan aturan internasional sistem 10-20. Gambar 4.18 menunjukkan konfigurasi elektroda pada perangkat EEG nirkabel yang digunakan.

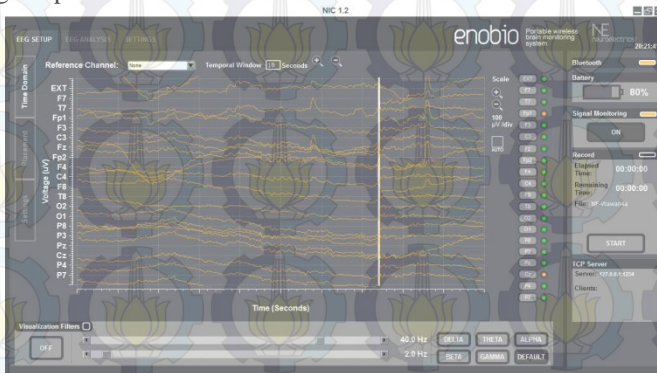
Indikator berwarna hijau menandakan elektroda telah terhubung dengan baik dengan kulit kepala subjek yang diukur. Jika terdapat *noise* maupun gangguan lainnya yang melewati batas kewajaran dan mempengaruhi hasil pengukuran, maka indikatornya akan berwarna oranye atau merah, oranye jika gangguan sinyalnya tingkat menengah,

dan merah jika sinyal hasil pengukurannya rusak atau elektroda tidak terhubung dengan kulit kepala subjek.

Saat proses pengukuran dilakukan, indikator kondisi elektroda tetap dapat terlihat pada sisi kanan grafik sinyal EEG yang terukur. Durasi rekaman sinyal EEG dapat ditentukan oleh pengguna dan hasil rekaman sinyal dari seluruh channel tersimpan dalam *file .easy*.



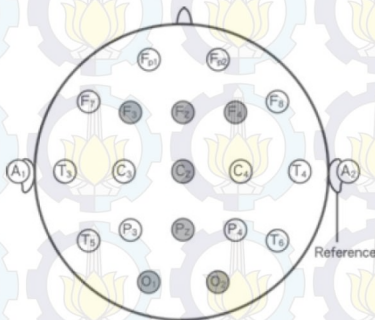
Gambar 4. 18 Konfigurasi elektroda modul EEG nirkabel Enobio 20 dengan indikator (a) elektroda terpasang dengan baik; (b) terdapat gangguan pada elektroda



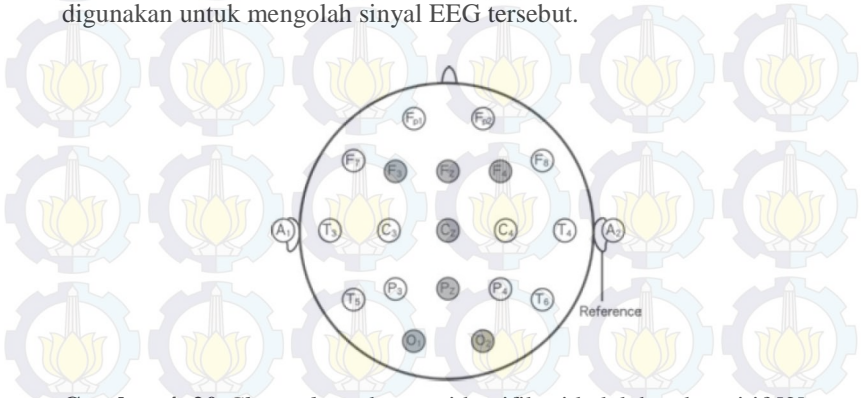
Gambar 4. 19 Grafik pengukuran EEG pada NIC

untuk menyimpan hasil pengukuran. Pada Enebio 20, terdapat 22 kolom pada *file .easy* ini yang terdiri dari 20 kolom pertama untuk 20 *channel* pengukuran EEG, 1 kolom untuk *Flag* (uint), dan 1 kolom untuk *Timestamps* (ms). Gambar 4.19 di atas menunjukkan grafik sinyal EEG terukur pada aplikasi Neuroelectrics Instrument Controller (NIC).

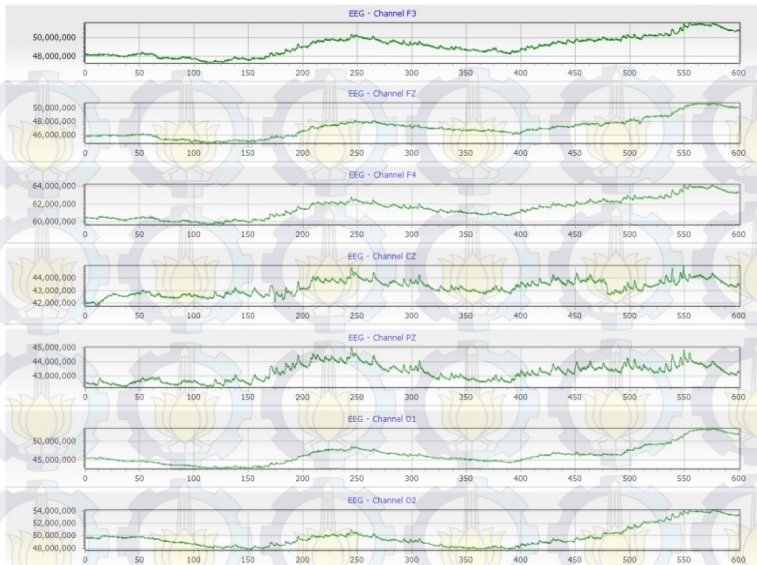
Untuk mendeteksi kelelahan mental atau kelelahan kognitif, dilakukan pengamatan terhadap 7 *channel* yaitu F3,Fz,F4,CZ,PZ,O1, O2.[2] *Channel* yang paling mudah digunakan untuk mengidentifikasi terjadinya kelelahan kognitif adalah *channel* O1 atau O2 karena langsung mengukur gelombang di daerah otak yang berhubungan dengan indera pengelihatan / mata. Sinyal dari ketujuh *channel* tersebut direkonstruksi pada program komputer agar dapat diolah lebih lanjut. Frekuensi *sampling* pada NIC yang digunakan untuk merekam adalah 500Hz, sementara untuk mempercepat pengolahan data pada program komputer, rekonstruksi dilakukan pada frekuensi *sampling* 62.5Hz dengan metode *downsampling*. Dengan menggunakan frekuensi *sampling* baru yang lebih rendah, seluruh komponen frekuensi yang esensial pada data rekaman sinyal EEG (0-30Hz) tidak akan mengalami aliasing dan jumlah data yang diolah akan menjadi lebih rendah daripada saat menggunakan frekuensi *sampling* sesuai program NIC awal. Gambar 4.20 menunjukkan *channel* yang digunakan dalam pengukuran kelelahan mental dan Gambar 4.21 menunjukkan sinyal EEG hasil rekonstruksi pada program komputer yang nantinya akan digunakan untuk mengolah sinyal EEG tersebut.



digunakan untuk mengolah sinyal EEG tersebut.



Gambar 4. 20 *Channel* untuk mengidentifikasi kelelahan kognitif. [2]

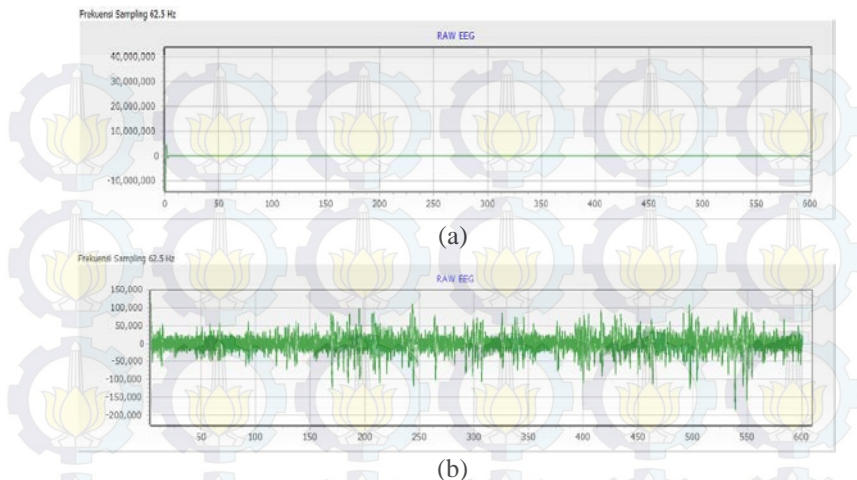


Gambar 4. 21 Rekonstruksi sinyal EEG dengan $f_s=62.5\text{Hz}$.

Hasil rekonstruksi sinyal menunjukkan masih terdapat komponen sinyal DC yang mengakibatkan kenaikan *baseline* sinyal terekonstruksi. Oleh karena itu, sebelum pengolahan menggunakan transformasi wavelet kontinu dilakukan, sinyal hasil rekonstruksi ini di-filter menggunakan filter digital terlebih dahulu. Persamaan *bandpass* yang tersusun atas filter LPF dan HPF menggunakan persamaan umum filter LPF dan HPF *butterworth* orde 3 yang telah disederhanakan oleh Alarcon (2000). Gambar 4.22 menunjukkan sinyal EEG ter-filter.

4.2.6 Pengujian Program Transformasi Wavelet Kontinu (CWT)

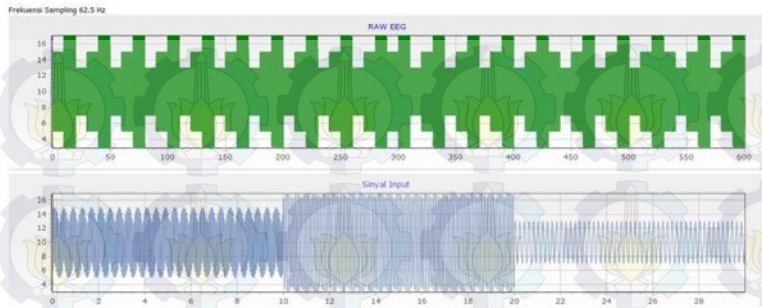
Pengujian program transformasi wavelet kontinu diawali dengan mencuplik sejumlah kecil data dari keseluruhan data yang ada guna mempersingkat waktu komputasi hingga hasil transformasinya muncul. Data dicuplik sebanyak 1875 data atau setara dengan data rekaman EEG selama 30 detik dengan frekuensi *sampling* 62.5Hz. Satu kali transformasi untuk 1875 data ini membutuhkan waktu 1 menit 9 detik.



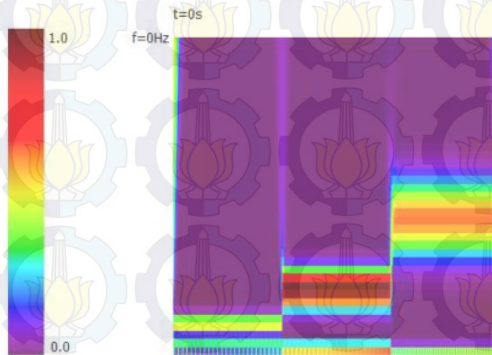
Gambar 4. 22 Hasil *digital filter* pada *channel O1*: (a) hasil *filter* keseluruhan; (b) perbesaran pada amplitudo -2×10^5 pV hingga 1.5×10^5 pV

Sebelum menggunakan data asli dari rekaman EEG, program transformasi wavelet kontinu ini diberikan *input* sinyal sinus yang memiliki perubahan frekuensi yang kontras pada periode tertentu. Tujuan pengujian ini adalah untuk mengamati kemampuan program transformasi ini dalam menampilkan densitas untuk tiap frekuensi pada waktu tertentu. Gambar 4.23 menunjukkan *input* sinyal sinus untuk menguji program transformasi wavelet kontinu, Gambar 4.24 menunjukkan hasil komputasi CWT untuk satu periode cuplikan, dan Gambar 4.25 menunjukkan hasil komputasi CWT untuk seluruh data sinus yang dimasukkan.

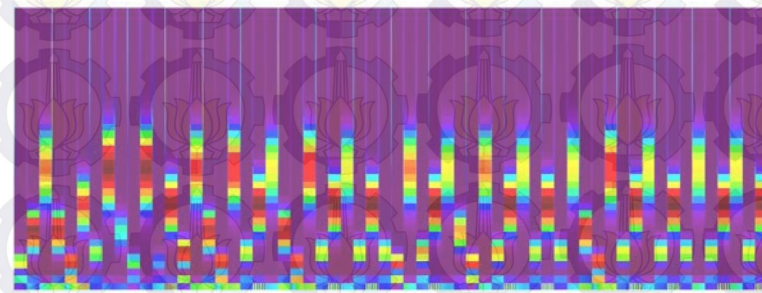
Dari sinyal *input* sinus yang memiliki perubahan frekuensi yang kontras, komputasi CWT menunjukkan perubahan frekuensi yang jelas pada setiap waktunya. Secara algoritma, program CWT dinyatakan sudah berjalan sesuai dengan rancangan. Langkah pengujian selanjutnya adalah menggunakan sinyal *input* dari 1 *channel* EEG yaitu dari *channel O1*. Sinyal *input* yang diberikan adalah sinyal EEG yang sudah ter-*filter* secara digital. Gambar 4.26 menunjukkan sinyal *input* EEG dari *channel O1* dengan durasi 5 menit yang telah ter-*filter*, dan Gambar 4.27 menunjukkan *output* dari komputasi CWT untuk cuplikan sinyal *input* selama 30 detik.



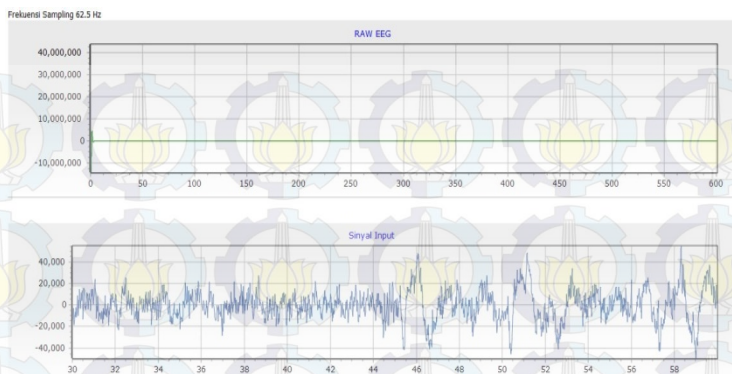
Gambar 4. 23 Sinyal sinus *input* pengujian program CWT.



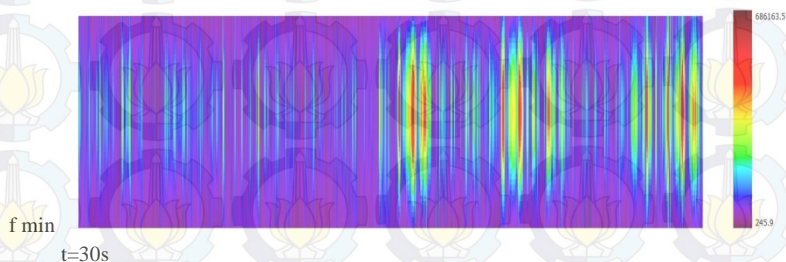
Gambar 4. 24 Hasil komputasi CWT yang telah ternormalisasi untuk 1 cuplikan *input* dari $t=0$ hingga $t=30$.



Gambar 4. 25 Hasil komputasi CWT ternormalisasi untuk seluruh nilai t dalam 5 menit ($t=0$ detik hingga $t=600$ detik).

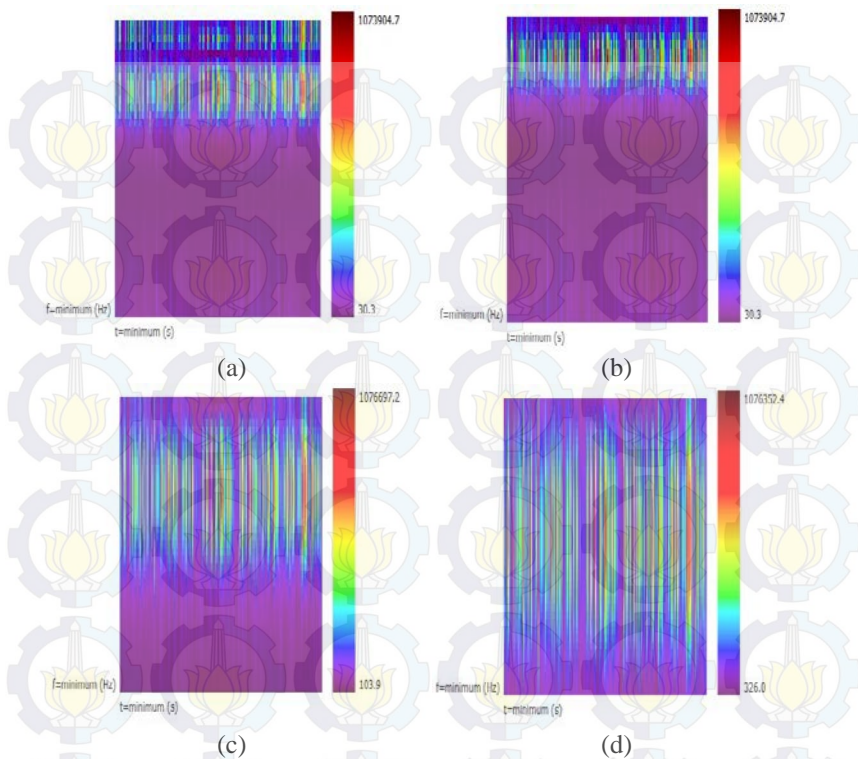


Gambar 4. 26 Sinyal *input* EEG ter-filter dari *channel* O1, dicuplik dari $t=30$ detik hingga $t=60$ detik.



Gambar 4. 27 Hasil transformasi wavelet kontinu untuk sinyal O1 ter-filter dari $t=30$ detik hingga $t=60$ detik.

Hasil komputasi CWT menunjukkan resolusi yang terlalu sempit untuk mengamati frekuensi yang terdapat pada setiap nilai waktu t . Untuk itu dilakukan percobaan untuk mencari nilai skala dan penambahan nilai skala untuk setiap iterasi, agar dihasilkan hasil CWT yang memiliki resolusi yang mudah diamati. Gambar 4.27 menggunakan skala awal 5×10^{-3} dan penambahan skala sebesar 1×10^{-2} untuk setiap iterasi. Dari hasil percobaan, diperoleh nilai skala awal 9.5×10^{-3} dan penambahan skala sebesar 2.5×10^{-4} untuk setiap iterasinya agar diperoleh resolusi sesuai yang diinginkan untuk pengamatan. Gambar 4.28 di atas menunjukkan hasil percobaan dalam menentukan skala.



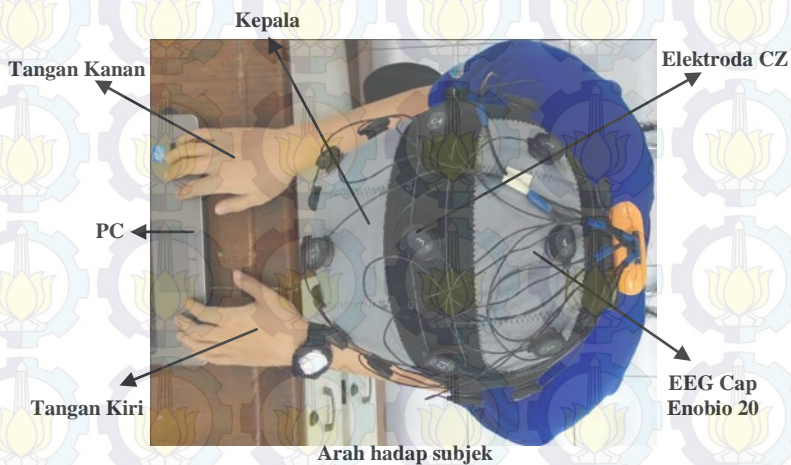
Gambar 4. 28 Hasil CWT pada skala yang diuji: (a) skala awal $s=5 \times 10^{-3}$ dan penambahan per iterasi $ds=1 \times 10^{-2}$; (b) $s=9 \times 10^{-3}$ dan $ds=1 \times 10^{-2}$; (c) $s=9 \times 10^{-2}$ dan $ds=4 \times 10^{-4}$; (d) $s=9.5 \times 10^{-3}$ dan $ds=2.5 \times 10^{-4}$;

4.2.7 Pengujian Identifikasi Kelelahan Mental Secara Multi Modal

Proses identifikasi kelelahan mental secara multimodal melalui sinyal EEG dan ECG dimulai dengan merekam sinyal EEG dan ECG dari subjek yang sedang mengerjakan perintah-perintah yang terdapat pada program pengondisi kelelahan mental selama periode yang ditentukan pada program tersebut.

Proses perekaman sinyal EEG dimulai dengan mengukur jarak antara *nasion* (pertemuan antara frontal bone dan dua nasal bone pada tulang tengkorak) dan *inion* (proyeksi paling menonjol dari *occipital bone* pada *posterioinferior* tengkorak), kemudian mengukur jarak antara kedua lubang telinga melalui bagian atas kepala. Dari kedua pengukuran jarak tersebut diperoleh lokasi penempatan elektroda CZ pada *EEG cap* yaitu di tengah *nasion-inion* dan *ear-to-ear* subjek. Elektroda yang terdapat pada *EEG cap* adalah jenis *dry electrode* yang tidak membutuhkan *gel* elektrolit saat dipasang pada kulit kepala, namun membutuhkan penyesuaian dengan elektrolit kulit kepala selama kurang lebih lima menit. Gambar 4.29 menunjukkan posisi elektroda CZ (elektroda dengan angka 3) pada kepala subjek.

Sementara itu, proses perekaman sinyal ECG subjek dilakukan dengan meletakkan elektroda positif pada bagian dada sebelah kiri bawah, elektroda negatif pada bagian dada sebelah kanan atas, dan elektroda *ground* pada bagian dada sebelah kiri atas. Elektroda yang digunakan adalah elektroda permukaan tipe *suction cup* (penghisap) yang dihubungkan ke kulit menggunakan tambahan *gel* elektrolit untuk menghasilkan sinyal ECG yang lebih mudah untuk diamati. Gambar 4.30 menunjukkan proses pengambilan data ECG pada subjek Irwin Santoso.



Gambar 4. 29 Posisi elektroda CZ dari hasil pengukuran *nasion-inion* dan *ear to ear* subjek.



Gambar 4. 30 Perekaman sinyal ECG untuk menguji kelelahan mental yang dialami subjek Irwin Santoso.

Monitoring kelelahan mental pada subjek dilakukan secara multi modal melalui perekaman sinyal ECG dan EEG secara bersamaan saat subjek sedang melakukan perintah-perintah pada program simulasi di komputer. Monitoring dilakukan dengan ketentuan sebagai berikut:

1. Subjek bersedia mengerjakan perintah yang terdapat pada 6 sesi, 5 sesi pertama berdurasi 5 menit dan 1 sesi terakhir berdurasi 10 menit dengan jeda 5 menit pada tiap sesinya.
2. Subjek tidak diperkenankan melakukan kegiatan lain selain yang diperintahkan oleh program simulasi.
3. Subjek melakukan pengukuran dalam kondisi duduk rileks.
4. Subjek diminta untuk tidak melawan rasa kantuk atau bosan yang timbul saat pengukuran berlangsung.

Gambar 4.31 menunjukkan proses monitoring kelelahan mental secara multimodal terhadap subjek (a)Sapta Setiawan dan (b)Irwin Santoso.

Hasil rekaman EEG dan ECG tersebut diolah pada perangkat lunak, sehingga didapat hasil transformasi wavelet kontinu ternormalisasi dari sinyal EEG untuk tiap sesi dan *heart rate* yang terukur pada sesi yang sama. Hasil pengolahan data EEG menggunakan transformasi wavelet kontinu ditampilkan melalui *bitmap* yang memiliki amplitudo ternormalisasi antara 0-1 untuk setiap komponen frekuensinya. Pada suatu frekuensi yang ditetapkan sebagai batas, saat amplitudonya lebih besar dari 0.75 maka akan terdeteksi sebagai



(a)



(b)

Gambar 4. 31 Proses monitoring kelelahan mental pada subjek: (a)Sapta Setiawan; (b) Irwin Santoso .

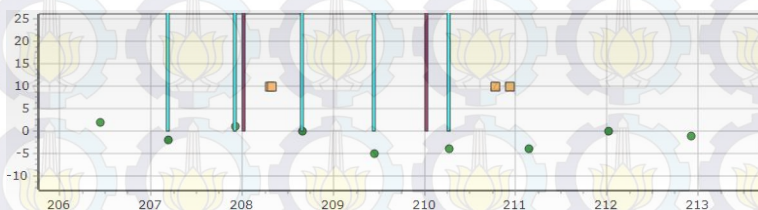
kelelahan mental dari parameter EEG. Sedangkan dari data *heart rate* yang terekam, diperoleh informasi variabilitas perubahan laju detak jantung (*heart rate variability/HRV*) dimana nilai HRV positif menandakan kenaikan *heart rate* dan nilai negatif menandakan penurunan *heart rate*. Penurunan *heart rate* dapat disimpulkan dengan

mencari nilai rata-rata HRV pada selang waktu tertentu yang memiliki nilai negatif, pada pengujian ini batas rata-rata HRV yang digunakan untuk menunjukkan penurunan *heart rate* yang mengindikasikan adanya kelelahan mental adalah -1.5. Jika lebih rendah dari -1.5 maka akan terindikasi sebagai saat terjadinya kelelahan mental yang terdeteksi melalui HRV. Saat kedua parameter menunjukkan deteksi terhadap kelelahan mental, maka algoritma perangkat lunak akan memutuskan bahwa di detik tersebut telah terjadi kelelahan mental. Gambar 4.32 menunjukkan hasil pengujian algoritma deteksi waktu terjadinya kelelahan mental secara multimodal.

Hasil pengujian algoritma deteksi waktu terjadinya kelelahan mental secara multimodal ditampilkan di grafik yang memuat data *heart rate variability*. Titik hijau menunjukkan nilai HRV tiap waktunya, kotak kuning menunjukkan deteksi kelelahan mental dari modal EEG, dan garis biru muda menunjukkan deteksi kelelahan mental dari modal HRV. Terlihat pada detik ke 208 dan 210 ada garis biru muda dan kotak kuning muncul bersamaan dalam rentang waktu detik ke-208 hingga sesaat sebelum detik ke-209, dan dalam rentang waktu detik ke-210 hingga sesaat sebelum detik ke-211. Dengan demikian, maka program akan memunculkan hasil deteksi kelelahan mental secara multimodal berupa garis berwarna merah tua.

Pada tampilan monitoring nantinya, hasil deteksi dari modal HRV dan EEG (kotak kuning dan garis biru) tidak ditampilkan, melainkan hanya hasil deteksi secara multimodalnya saja yang ditampilkan. Dengan demikian, dapat diketahui detik ke berapa terjadinya kelelahan mental selama monitoring berlangsung.

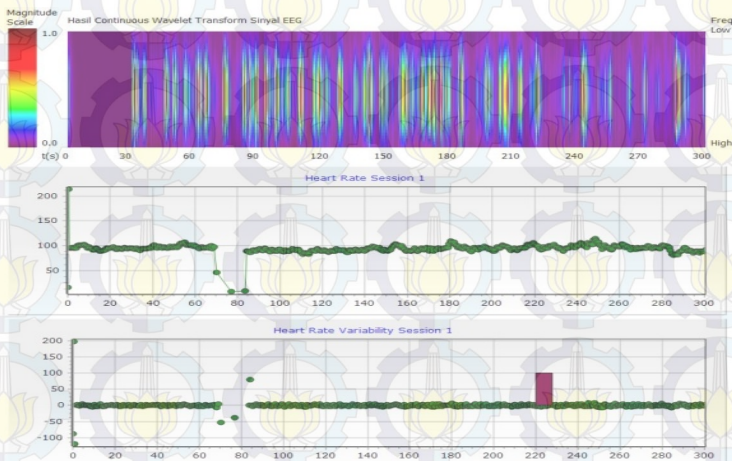
Dari hasil pengolahan data terhadap hasil pengukuran di sesi 1 hingga sesi 6, terlihat bahwa kelelahan mental atau kelelahan kognitif ditunjukkan dengan adanya penurunan *heart rate* saat hasil transformasi



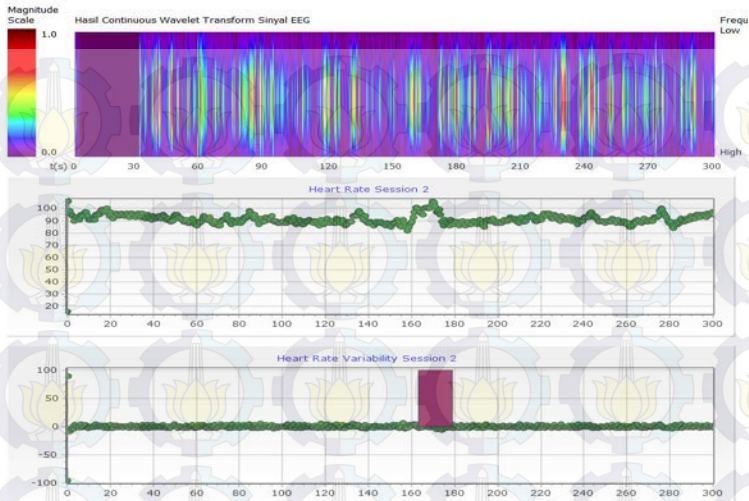
Gambar 4. 32 Hasil pengujian algoritma deteksi waktu terjadinya kelelahan mental secara multimodal.

wavelet kontinu menunjukkan amplitudo yang besar pada frekuensi yang lebih rendah. Hasil deteksi kelelahan mental pada setiap sesi untuk subjek Sapta Setiawan ditunjukkan oleh Gambar 4.33, Gambar 4.34, Gambar 4.35, Gambar 4.36, Gambar 4.37, Gambar 4.38.

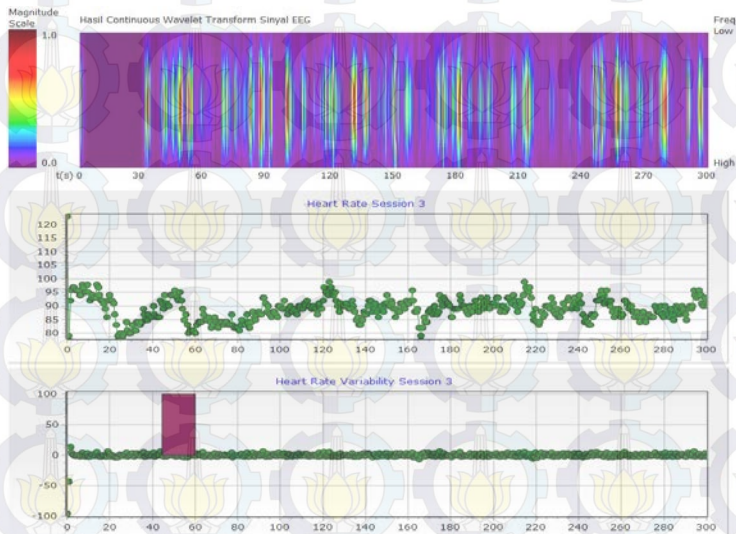
Pada sesi pertama dimana subjek diminta untuk menekan anak panah di *keyboard* sesuai arahan layar monitor selama 5 menit, kelelahan mental terdeteksi pada detik ke-220. Indikator penanda kelelahan mental adalah blok berwarna merah tua. Pada sesi kedua, subjek diminta untuk menekan *numpad* sesuai angka yang muncul di layar monitor selama 5 menit. Kelelahan mental terdeteksi melalui indikator penanda berwarna merah tua pada detik ke-171. Pada sesi ketiga, subjek diminta untuk menjumlahkan angka-angka pada selembaar kertas selama 5 menit. Kelelahan mental terdeteksi pada detik ke-52. Pada sesi keempat, subjek diminta untuk kembali menekan tombol pada *keyboard* sesuai dengan perintah yang muncul di layar komputer. Sesi ini berlangsung selama 5 menit. Kelelahan mental terdeteksi pada detik ke-245. Pada sesi kelima subjek diminta untuk membaca sebuah buku selama 5 menit. *Software* monitoring mendeteksi terjadinya kelelahan mental pada detik ke-173. Pada sesi terakhir yaitu sesi keenam, subjek diminta untuk membaca sebuah *ebook* selama 10 menit. Selama sesi tersebut, program monitoring mendeteksi kelelahan mental terjadi pada detik ke-184, 208, dan 209.



Gambar 4. 33 Hasil monitoring kelelahan mental subjek Sapta Setiawan pada sesi pertama.



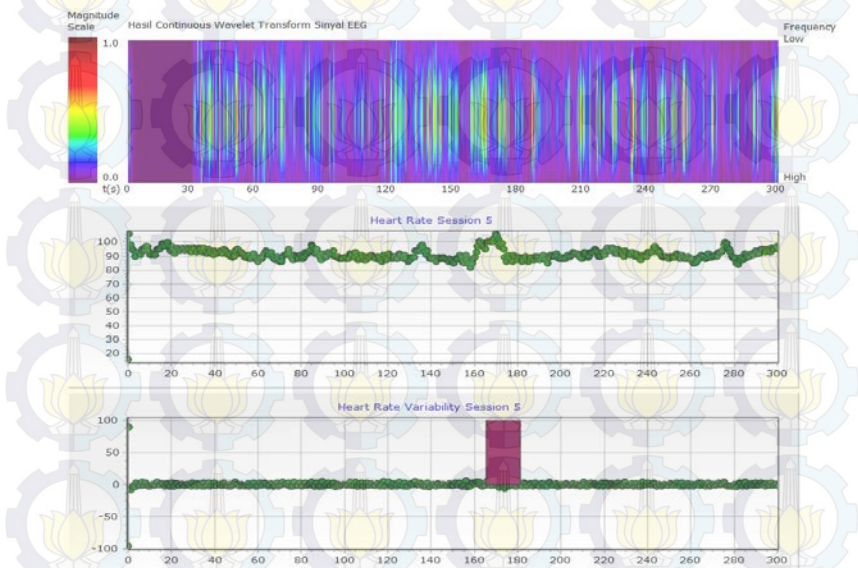
Gambar 4. 34 Hasil monitoring kelelahan mental subjek Sapta Setiawan pada sesi kedua.



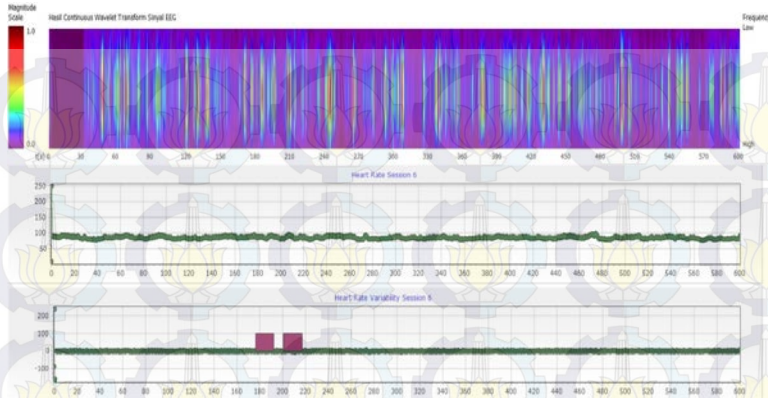
Gambar 4. 35 Hasil monitoring kelelahan mental subjek Sapta Setiawan pada sesi ketiga.



Gambar 4. 36 Hasil monitoring kelelahan mental subjek Sapta Setiawan pada sesi keempat.

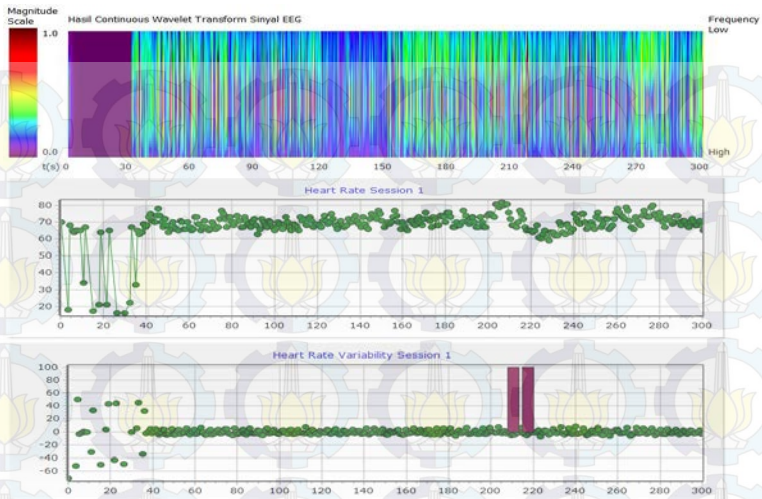


Gambar 4. 37 Hasil monitoring kelelahan mental subjek Sapta Setiawan pada sesi kelima.

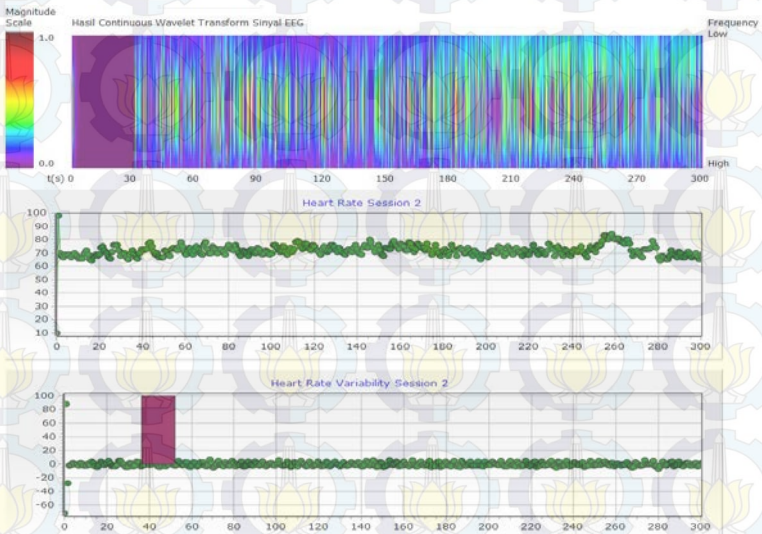


Gambar 4. 38 Hasil monitoring kelelahan mental subjek Sapta Setiawan pada sesi keenam.

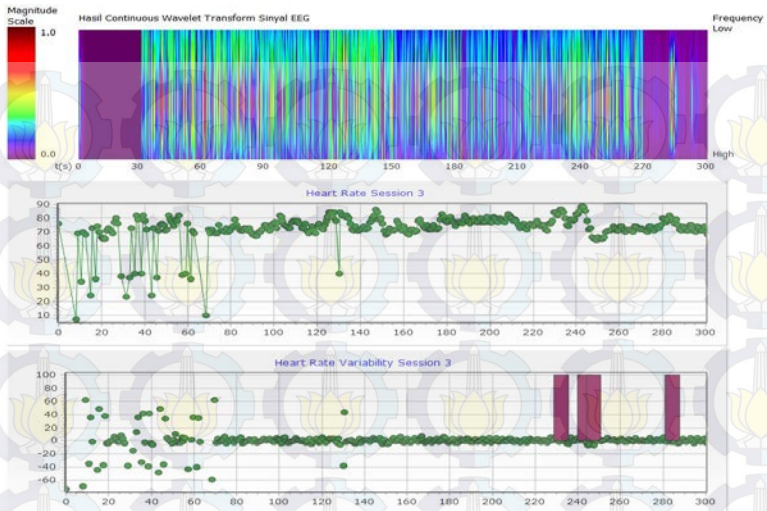
Hasil monitoring kelelahan mental subjek Irwin Santoso dapat dilihat pada Gambar 4.39, Gambar 4.40, Gambar 4.41, Gambar 4.42, Gambar 4.43, Gambar 4.44, dengan indikator kelelahan mental dari program menggunakan blok berwarna merah tua. Pada sesi pertama, subjek diminta untuk menekan anak panah di *keyboard* sesuai arahan layar monitor selama 5 menit, kelelahan mental terdeteksi pada detik ke-208 dan 215 yang ditunjukkan oleh indikator penanda kelelahan mental berupa blok berwarna merah tua. Pada sesi kedua, subjek diminta untuk menekan *numpad* sesuai angka yang muncul di layar monitor selama 5 menit. Kelelahan mental terdeteksi melalui indikator penanda berwarna merah tua pada detik ke-44. Pada sesi ketiga, subjek diminta untuk menjumlahkan angka-angka pada selembar kertas selama 5 menit. Kelelahan mental terdeteksi pada detik ke-232,243,247, dan 284. Pada sesi keempat, subjek diminta untuk kembali menekan tombol pada *keyboard* sesuai dengan perintah yang muncul di layar komputer. Sesi ini berlangsung selama 5 menit. Kelelahan mental terdeteksi pada detik ke-81, 116, 117, 121, 132, 214,223, dan 224. Pada sesi kelima subjek diminta untuk membaca sebuah buku selama 5 menit. *Software* monitoring mendeteksi terjadinya kelelahan mental pada detik ke-45 dan 279. Pada sesi terakhir yaitu sesi keenam, subjek diminta untuk membaca sebuah *ebook* selama 10 menit. Selama sesi tersebut, program monitoring mendeteksi kelelahan mental terjadi pada detik ke-43, 55, 159, dan 198.



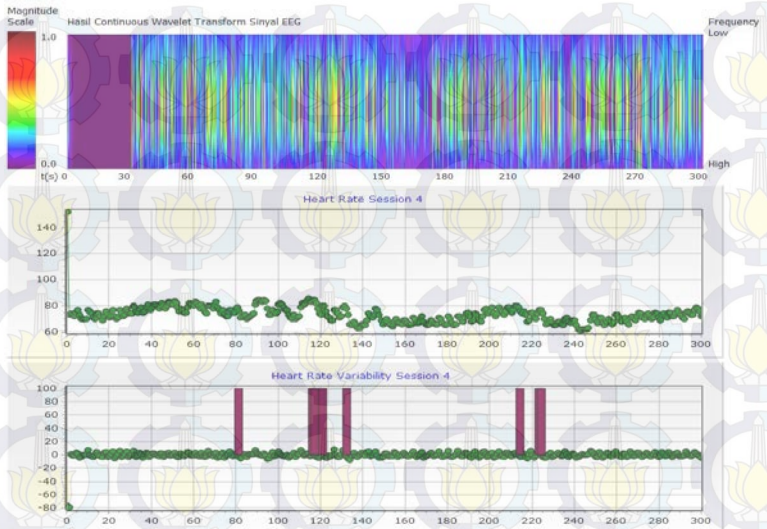
Gambar 4. 39 Hasil monitoring kelelahan mental subjek Irwin Santoso pada sesi pertama.



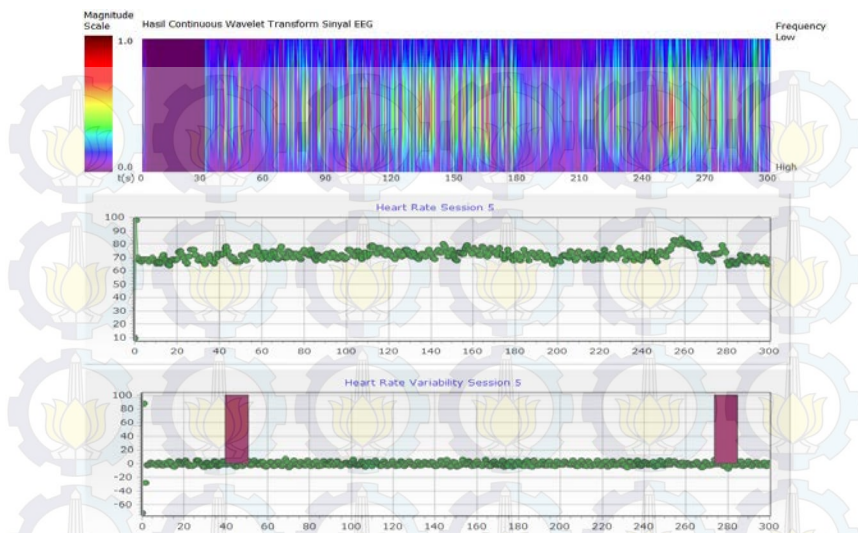
Gambar 4. 40 Hasil monitoring kelelahan mental subjek Irwin Santoso pada sesi kedua.



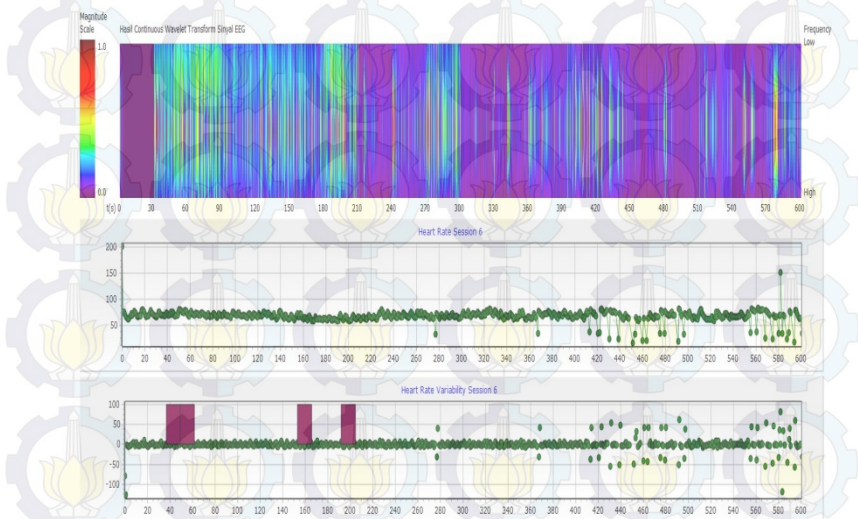
Gambar 4. 41 Hasil monitoring kelelahan mental subjek Irwin Santoso pada sesi ketiga.



Gambar 4. 42 Hasil monitoring kelelahan mental subjek Irwin Santoso pada sesi keempat.



Gambar 4. 43 Hasil monitoring kelelahan mental subjek Irwin Santoso pada sesi kelima.



Gambar 4. 44 Hasil monitoring kelelahan mental subjek Irwin Santoso pada sesi keenam.



DAFTAR PUSTAKA

1. Martini, Dr. Frederic, "*Fundamental Of Anatomy and Phisysology Fifth Edition*", 2001.
2. Cheng SY., Hsu HT., "*Mental Fatigue Measurement Using EEG*", Taiwan, 2011.
3. Scanlon, Valerie C., Sanders, Tina., "*Essentials of Anatomy and Physiology Fifth Edition*", 2003
4. Arifin,A., "Handout TE091545 Instrumentasi dan Pengolahan Sinyal Biomedika", Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.
5. AD620 datasheet, Analog Device, 2010.
6. Pujiono, "Rangkaian Elektronika Analog", Graha Ilmu, Yogyakarta, 2006.
7. J.Tompkins, Willis, "*Biomedical Digital Signal Processing*", Prentice Hall, New Jersey, 1995.
8. Setiawan, Rachmad, "Teknik Akuisisi Data", Graha Ilmu, Yogyakarta, 2008.
9. Reference manual STM32F4, STMMicroelectronics, 2012.
10. Linden, D.V.D., Frese,M., Meijman, TF., "*Mental Fatigue and the Control of Cognitive Processes: Effects of Perseveration and Task Engagement*", Netherlands.
11. Ifeachor,EC., Jervis, BW., "*Digital Signal Processing:A Practical Approach*", Prentice Hall, 2002.
12. Modul *Biomedical Signal Amplifier* mod EB-B1/EV, Elettronica Veneta, hal 45.
13. Hanif, Messa., "Rancang Bangun Sistem Instrumentasi dan Pengolahan Digital Sinyal ECG untuk Analisa Variabilitas Parameter Temporal Berbasis Mikrokontroller ARM", ITS, Surabaya, 2015.
14. Fathoni, M. Hilman., " Identifikasi Motor Imagery Pada Sinyal EEG Ketika Memerintahkan Upper Limb Segment", ITS, Surabaya, 2012.
15. Guyton, Hall., "Buku Ajar Fisiologi Kedokteran Edisi 11", EGC, 2008.
16. Ahlstrom, M. L. and Tompkins, W. J. "*Digital filters for real-time ECG signal processing using microprocessors*". IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-32: 708–13. 1985.
17. Schniter, Phil. "Continuous Wavelet Transform". OpenStax-CNX module: m10418. 2009.

BAB V

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Sebagai penutup ada beberapa hal yang dapat disimpulkan dari tugas akhir ini. Setelah melakukan pengujian dari keseluruhan sistem, dan berdasarkan data yang telah didapat, maka diambil beberapa kesimpulan untuk *hardware* dan *software*. Penguatan yang digunakan untuk menguatkan sinyal ECG adalah sebesar 450 kali agar selanjutnya sinyal berada dalam range 1 hingga 3volt puncak ke puncak dengan mengatur besarnya tahanan RG sebesar 110 Ω . Frekuensi *cut-off* untuk *high pass filter* pada 0.05 Hz dan 161 Hz untuk *low pass filter*. Frekuensi *center* dari *bandstop filter* adalah pada 43.195 Hz dengan *bandwidth* 21.191 Hz. Sedangkan tegangan *offset* yang dibutuhkan sistem pada rangkaian *non inverting adder* adalah sebesar 1.84 Volt. Kecepatan ARM membuktikan bahwa proses *sampling*, *filtering*, QRS detektor, dan mengirim data ke PC melalui *port serial* bisa dieksekusi didalam 1 chip dengan durasi 150 μ s untuk setiap *sampling* 1ms.

Data EEG direkam menggunakan modul *Portable Wireless Brain Monitoring System Enobio 20*. Saat rekaman dilakukan, indikator *dry electrode* dijaga agar tetap berwarna hijau pada *channel* F3,F4,FZ,CZ,PZ,O1,O2. Hasil rekaman EEG tersimpan dalam *file .easy* dengan frekuensi *sampling* 500 Hz. Pengolahan data EEG dilakukan pada frekuensi *sampling* 62.5 Hz dengan menggunakan transformasi wavelet kontinu. Rekonstruksi sinyal EEG sebelum diolah dengan transformasi wavelet di-*filter* terlebih dahulu menggunakan *filter* digital yang telah disederhanakan oleh Alarcon(2000).

Transformasi wavelet kontinu pada sinyal EEG ditentukan terlebih dahulu skala resolusinya agar perubahan frekuensi terhadap waktu dapat diamati dengan lebih jelas. Data *heart rate* dan *heart rate variability* (HRV) dari sinyal ECG juga di plot dalam grafik. Hasil monitoring berupa deteksi waktu terjadinya kelelahan mental secara multimodal dari biosinyal subjek yang sedang menjalankan simulasi tugas kognitif menunjukkan bahwa kelelahan mental ditandai dengan menurunnya laju detak jantung dan meningkatnya amplitudo sinyal otak pada frekuensi yang lebih rendah. Program deteksi dalam monitoring kelelahan mental dapat mendeteksi kelelahan mental melalui penurunan *heart rate* yang

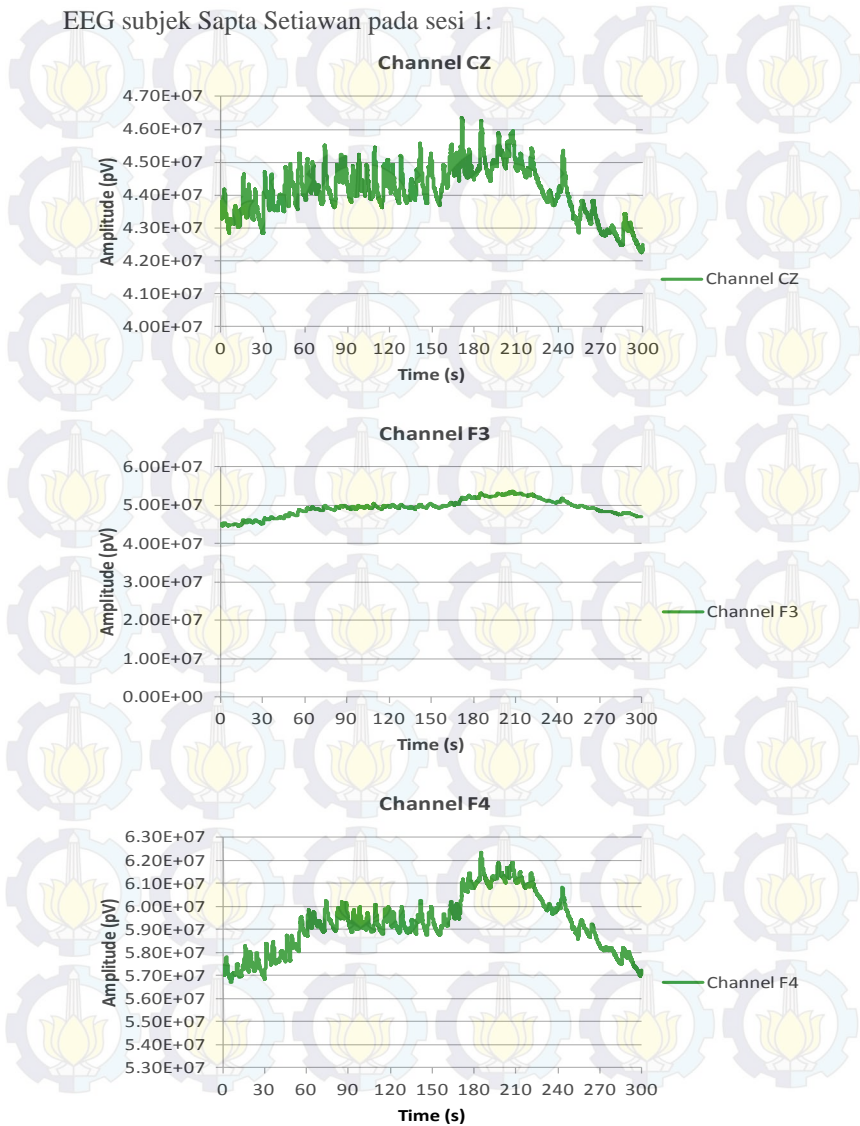
ditandai dengan nilai rata-rata HRV yang kurang dari -1.5 BPM^2 , dan amplitudo tinggi pada hasil transformasi wavelet kontinu yang ditandai dengan besarnya magnitudo hasil transformasi yang lebih besar dari 0.75 dalam skala 0 hingga 1 di nilai frekuensi tertentu. Hasil pendeteksian berupa tanda *bar graph* berwarna merah tua pada detik terjadinya kelelahan mental.

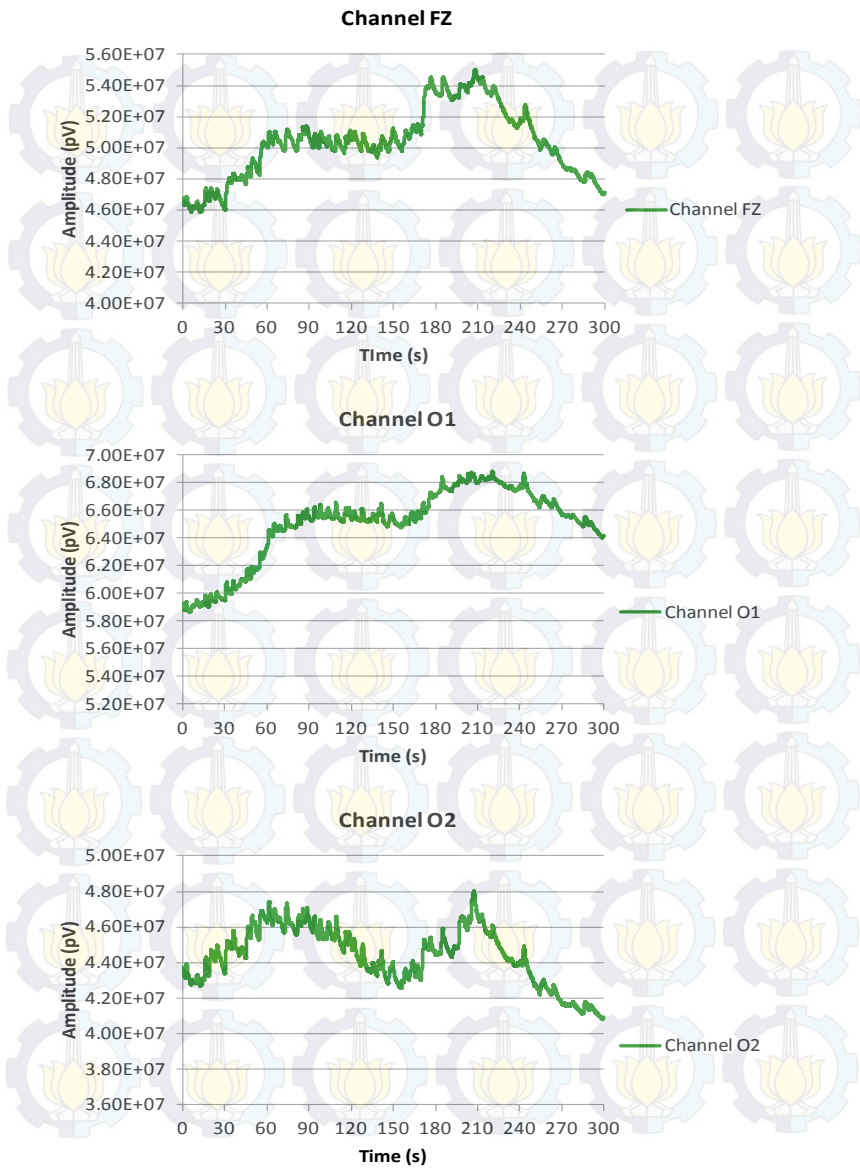
5.2 Saran

Saran-saran yang dapat diberikan untuk pengembangan tugas akhir ini untuk kedepannya adalah sistem monitoring kelelahan mental ini dapat diimplementasikan pada perangkat *wearable* dan digunakan oleh pelajar guna memberikan peringatan terjadinya kelelahan mental sehingga proses pembelajaran dapat terjadi dengan optimal dengan tidak memaksakan untuk terus belajar saat kelelahan mental terjadi.

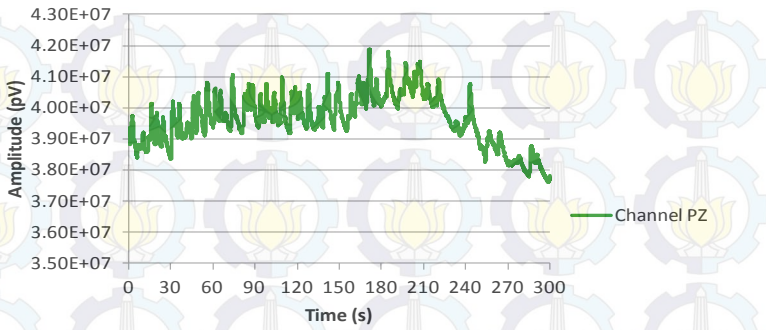
Lampiran

EEG subjek Sapta Setiawan pada sesi 1:



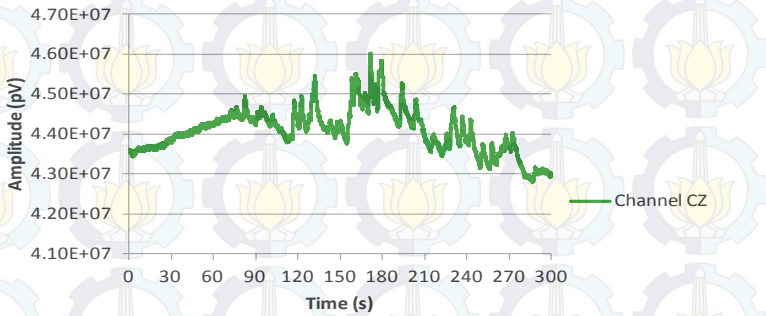


Channel PZ

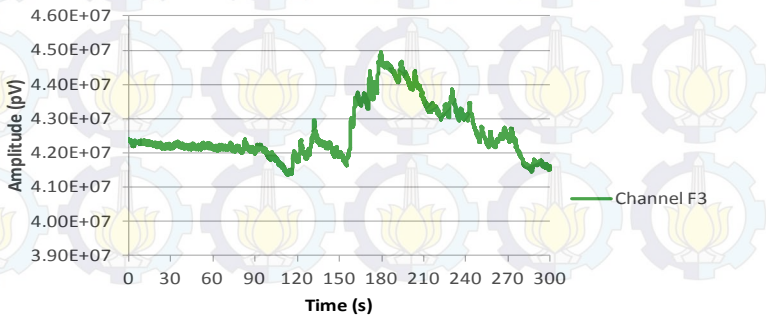


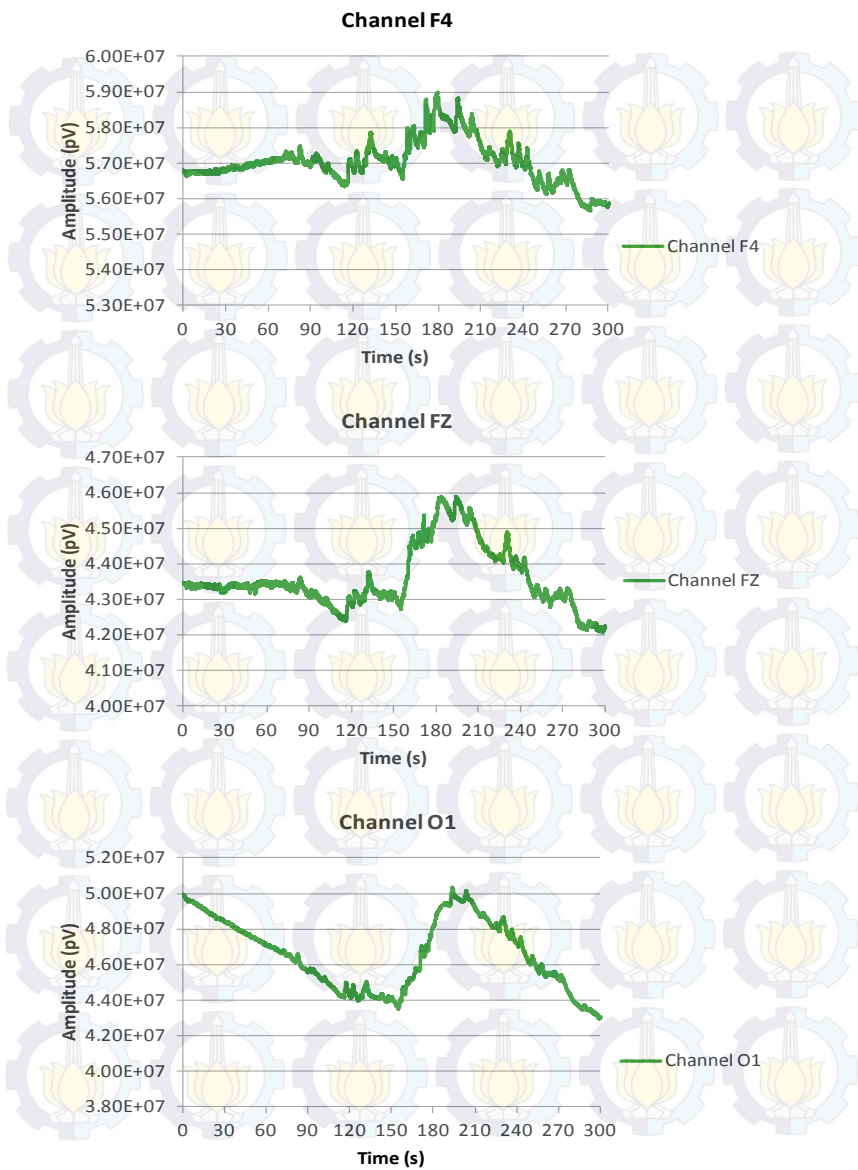
EEG subjek Sapta Setiawan pada sesi 2:

Channel CZ

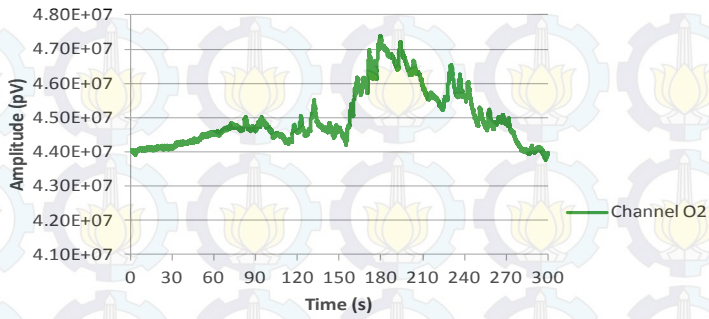


Channel F3

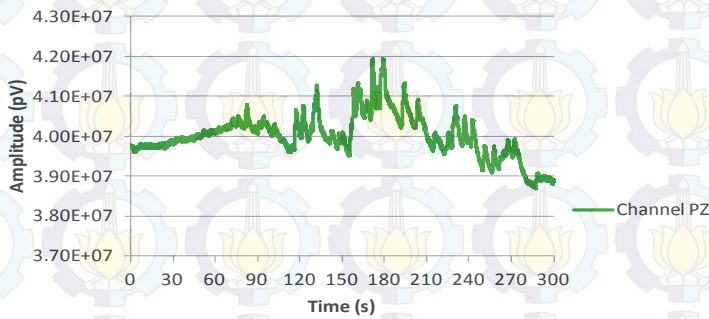




Channel O2

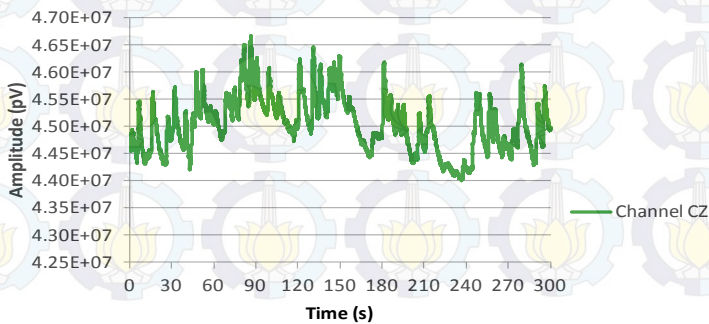


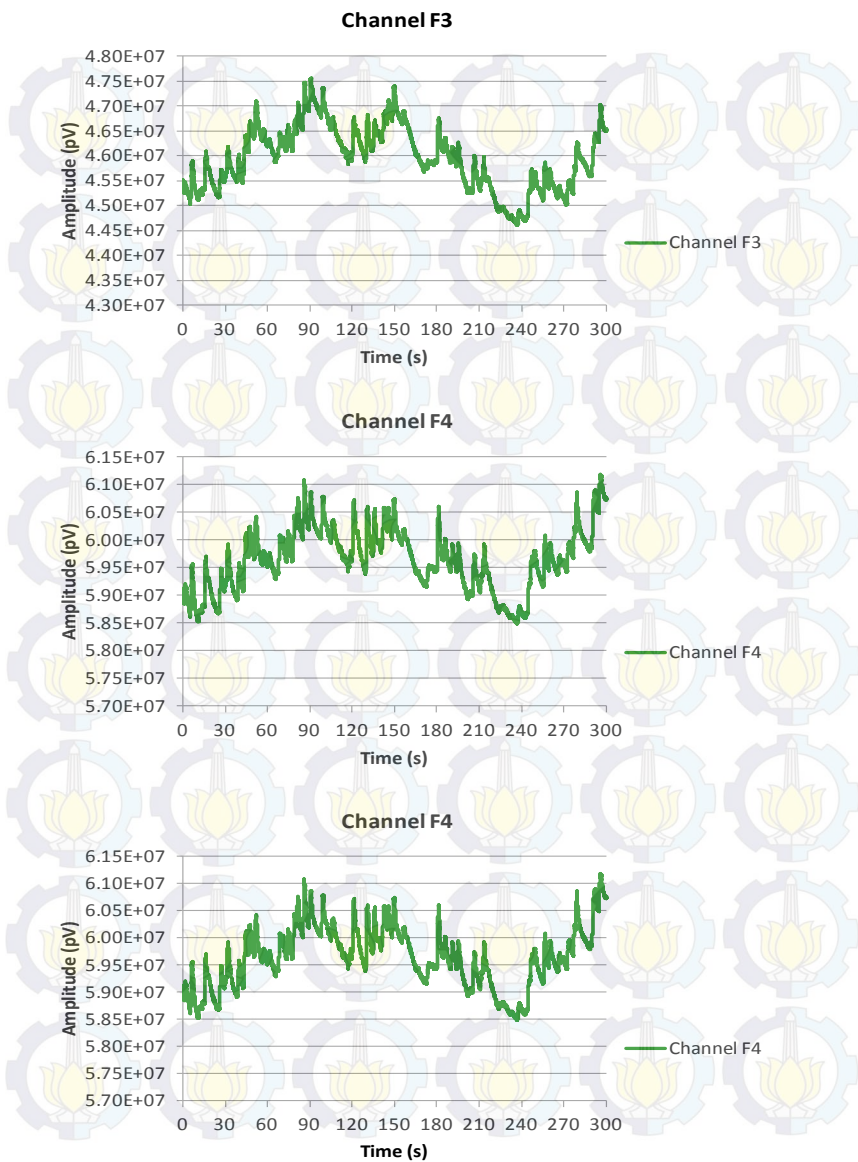
Channel PZ

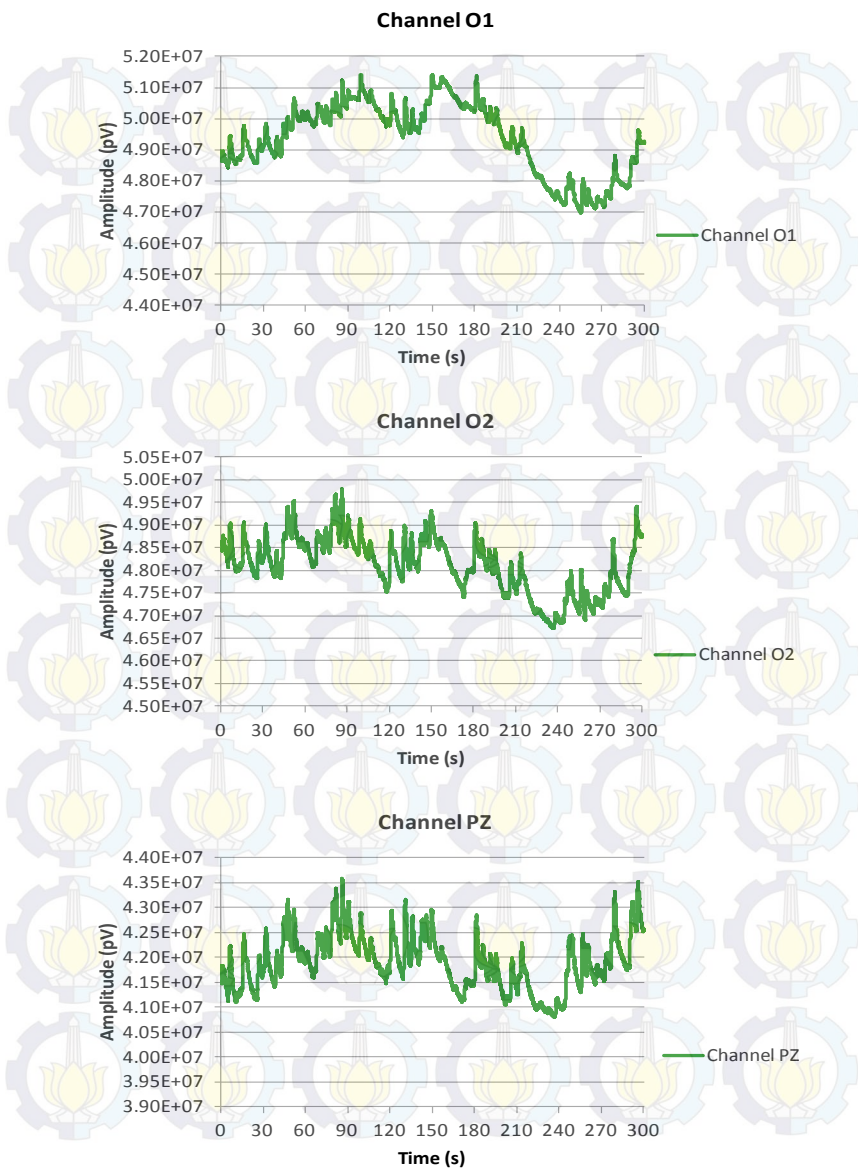


EEG subjek Sapta Setiawan pada sesi 3:

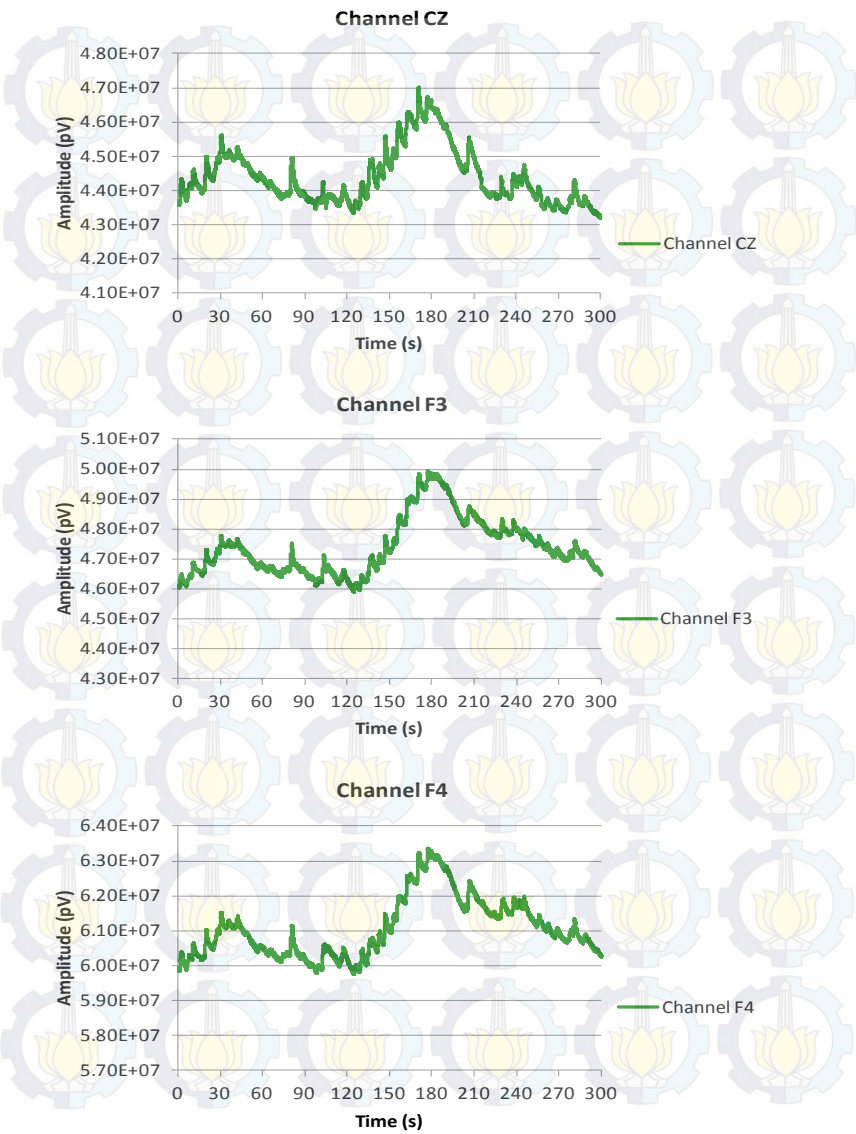
Channel CZ

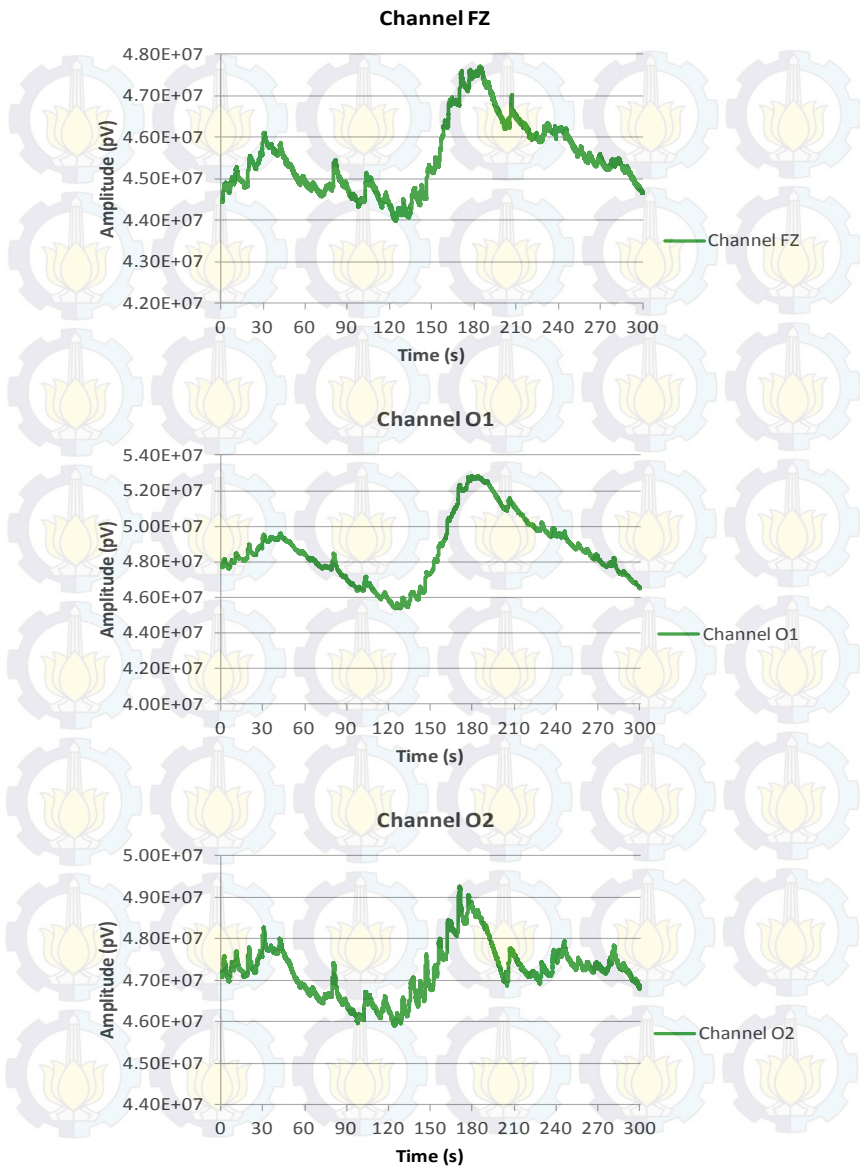


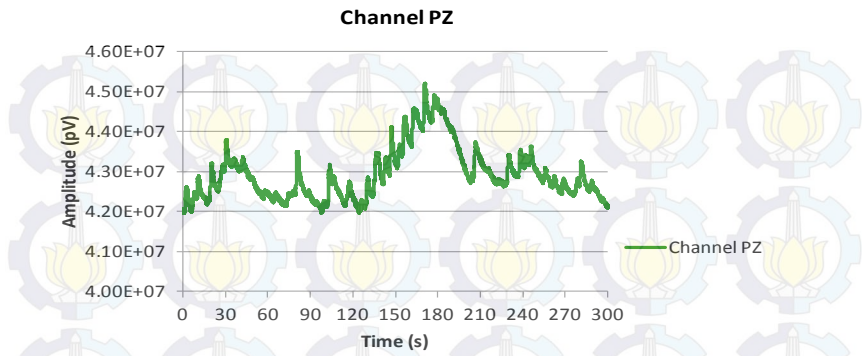




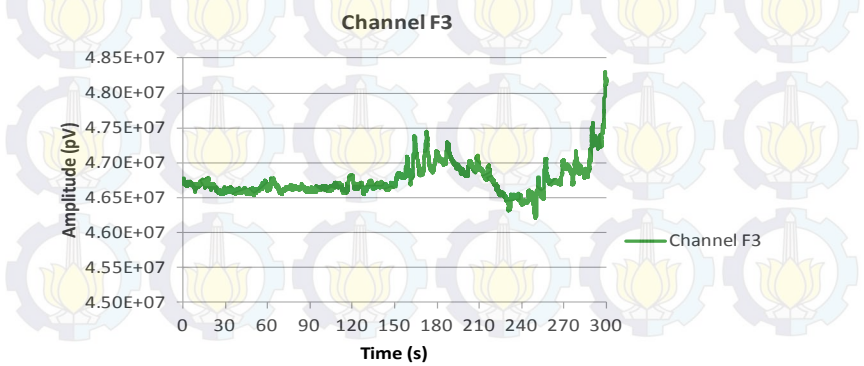
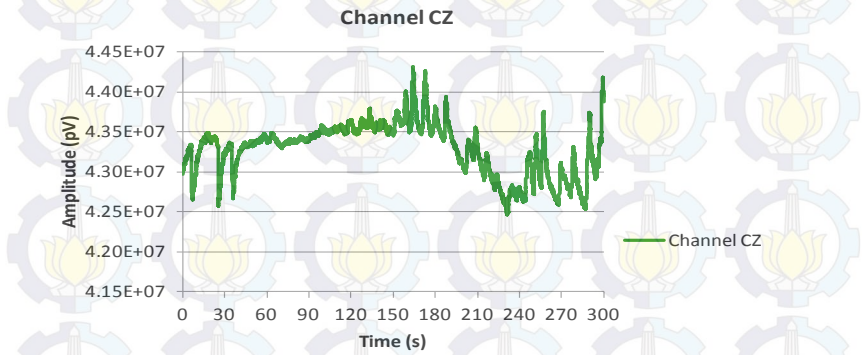
EEG subjek Sapta Setiawan pada sesi 4:



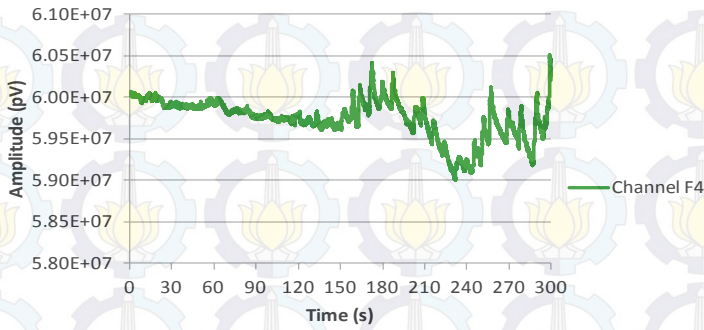




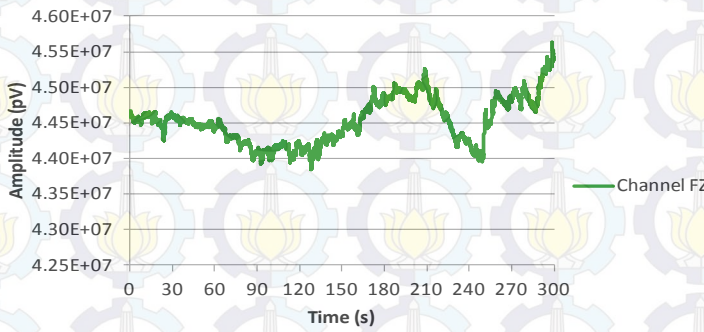
EEG subjek Sapta Setiawan pada sesi 5:



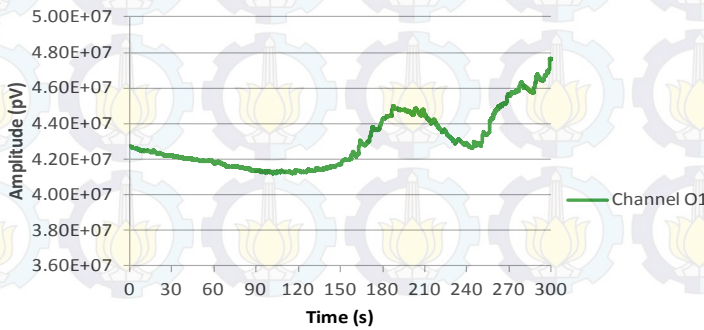
Channel F4



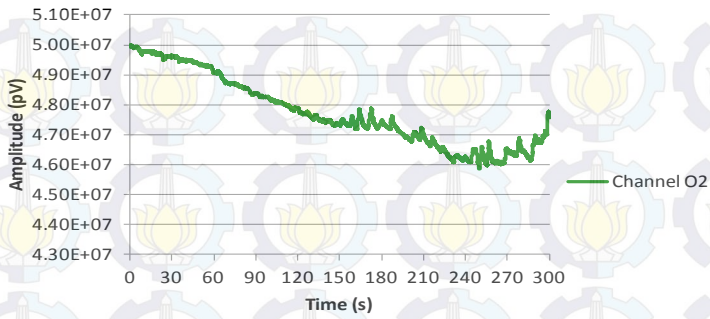
Channel FZ



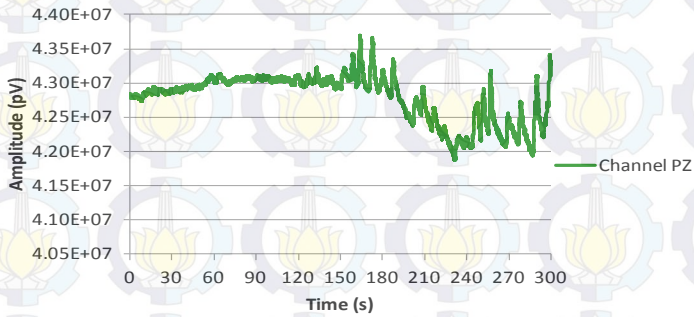
Channel O1



Channel O2

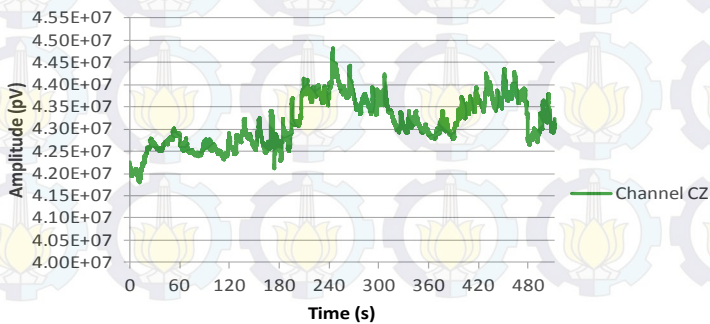


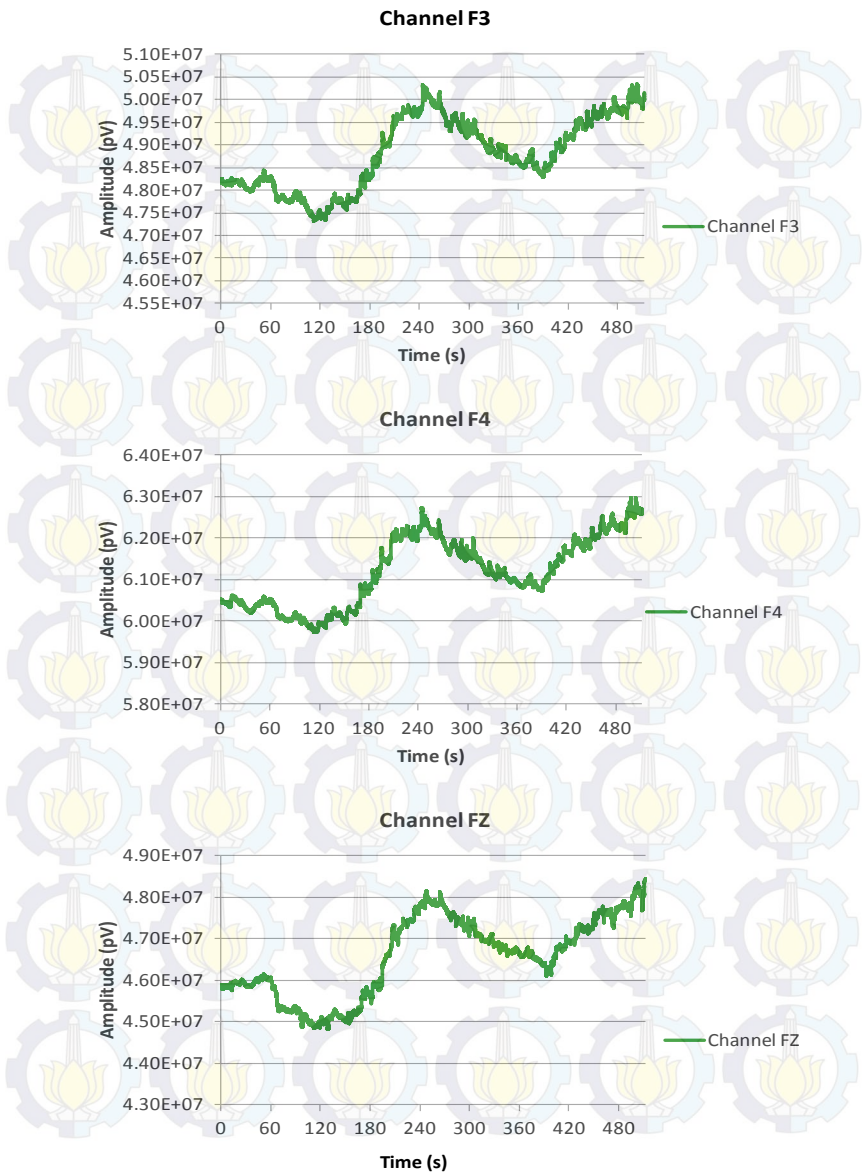
Channel PZ



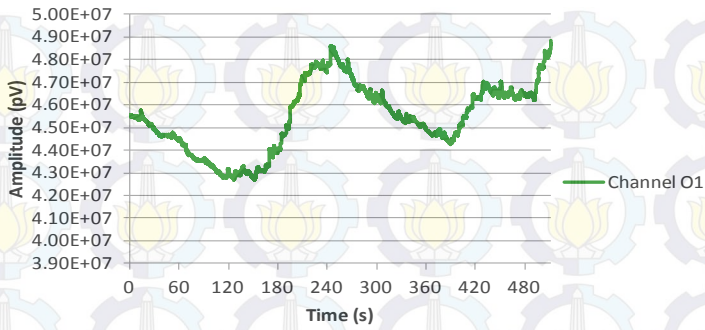
EEG subjek Sapta Setiawan pada sesi 6:

Channel CZ

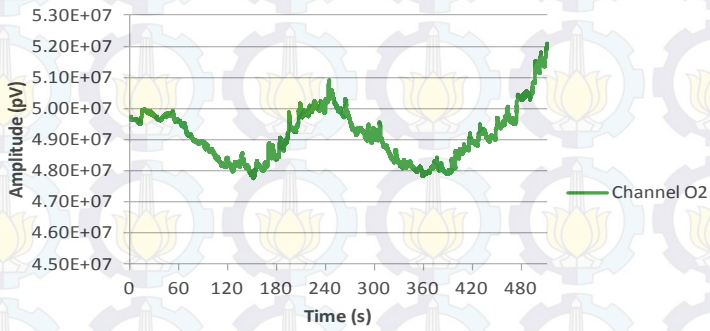




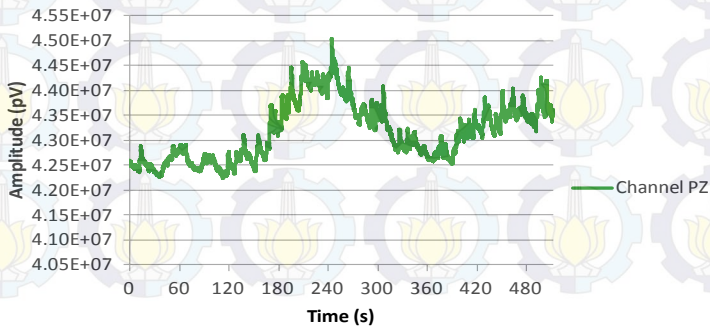
Channel O1



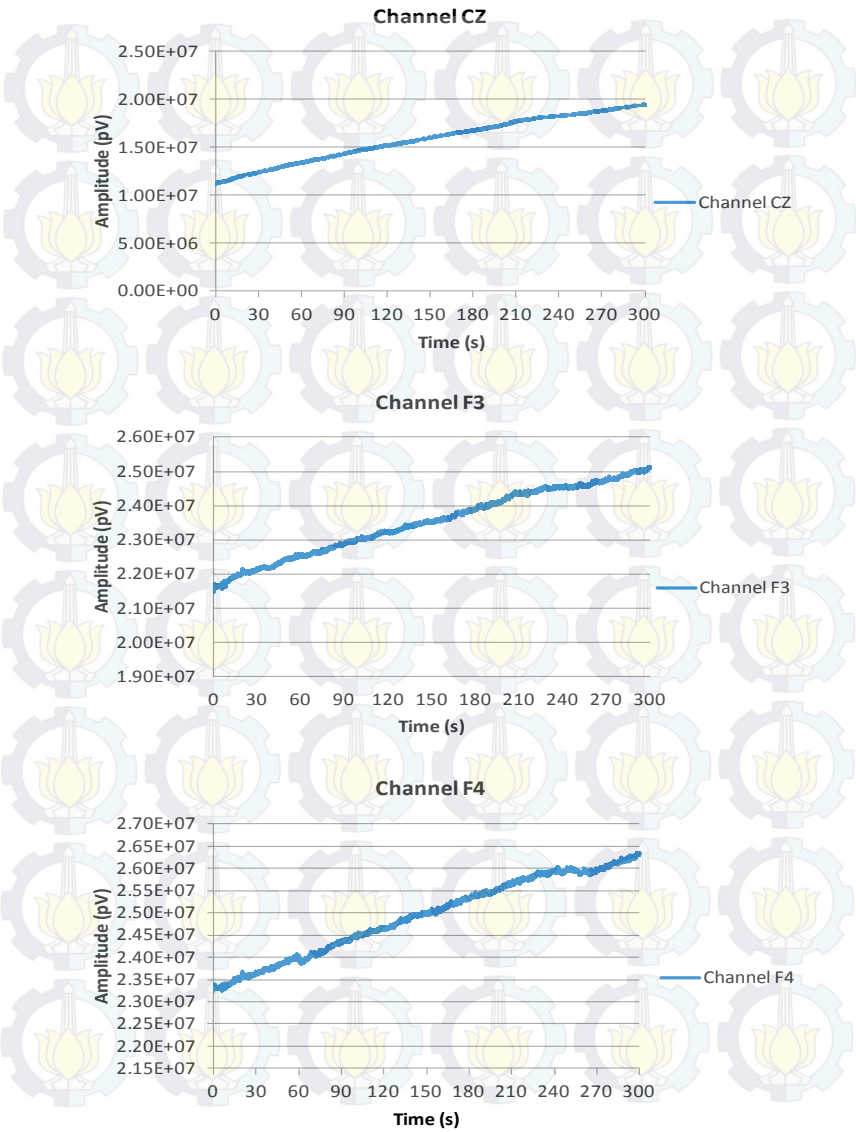
Channel O2



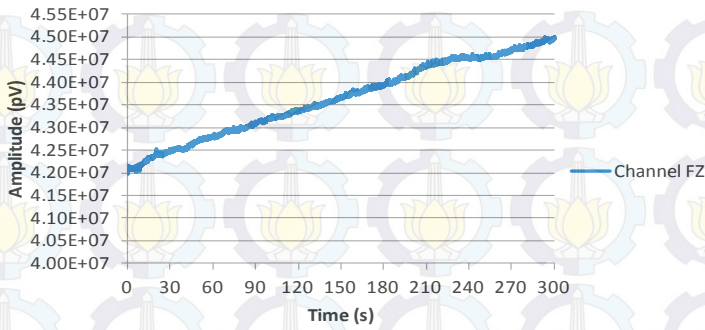
Channel PZ



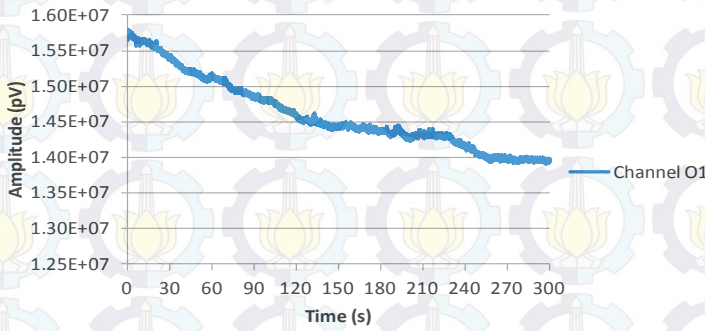
EEG subjek Irwin Santoso pada sesi 1:



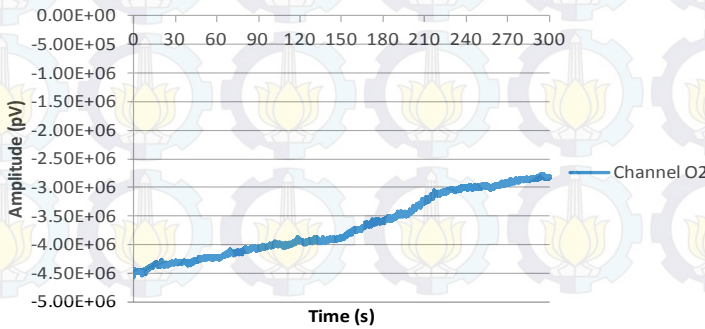
Channel FZ



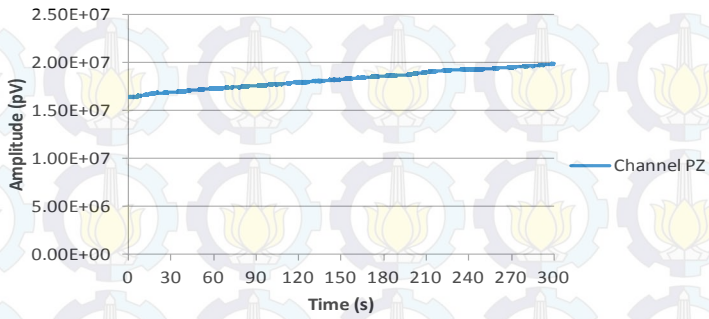
Channel O1



Channel O2

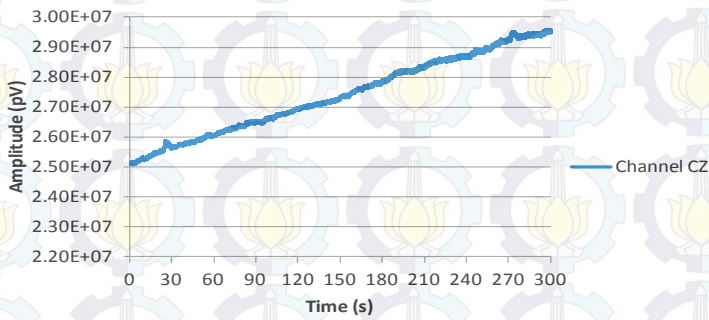


Channel PZ

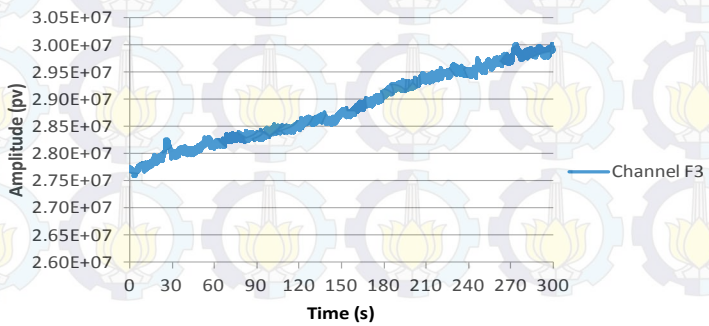


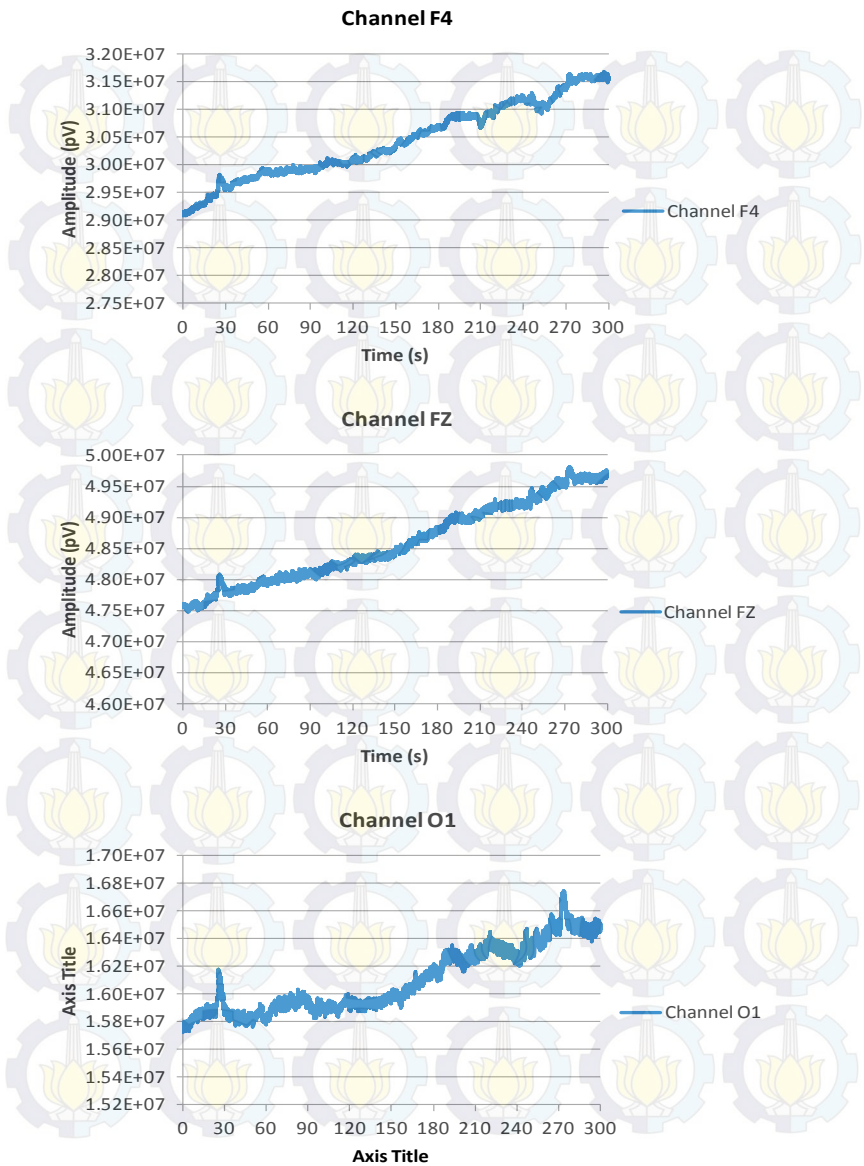
EEG subjek Irwin Santoso pada sesi 2:

Channel Cz

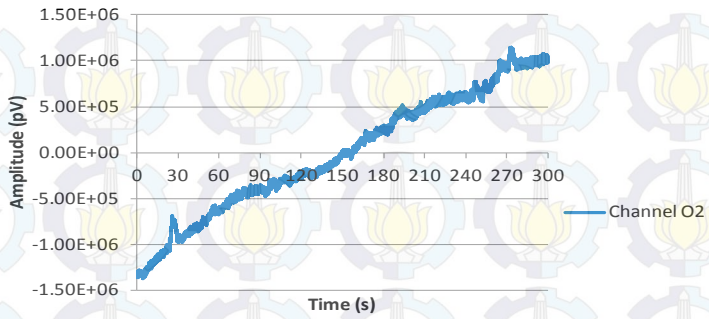


Channel F3

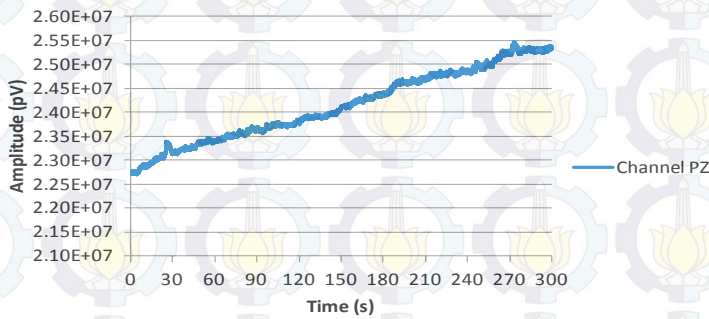




Channel O2

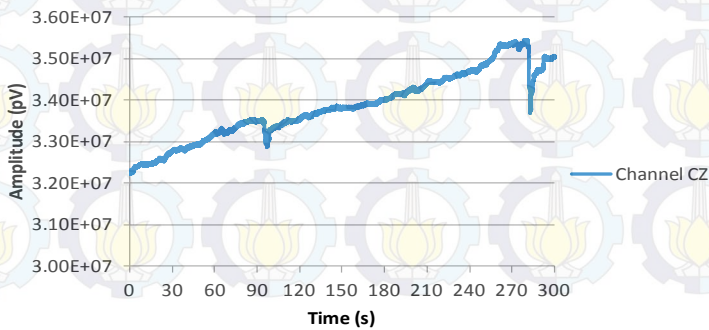


Channel PZ

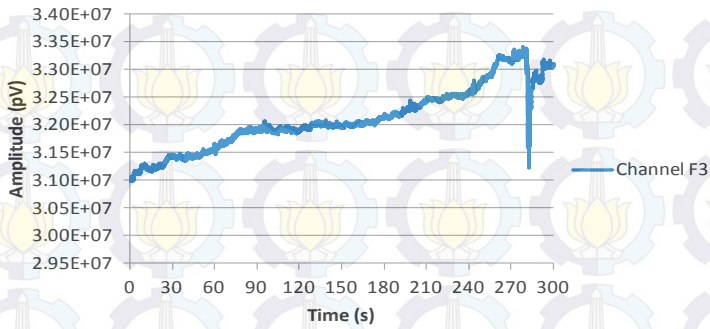


EEG subjek Irwin Santoso pada sesi 3:

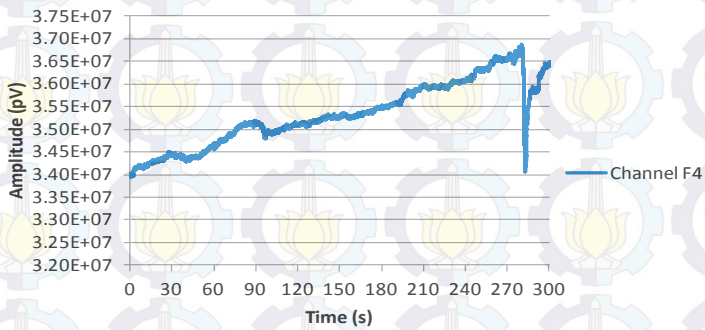
Channel CZ



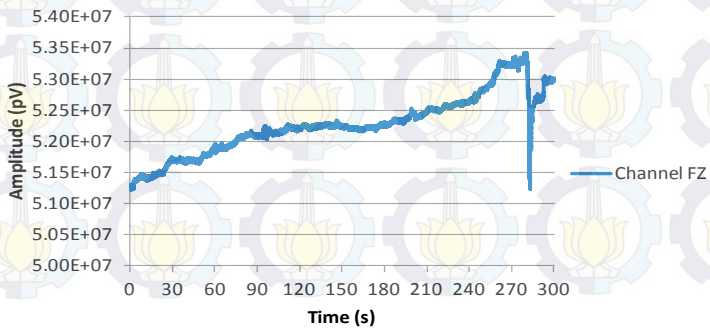
Channel F3



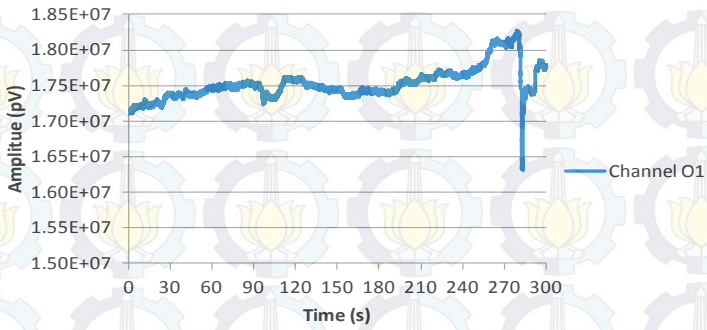
Channel F4



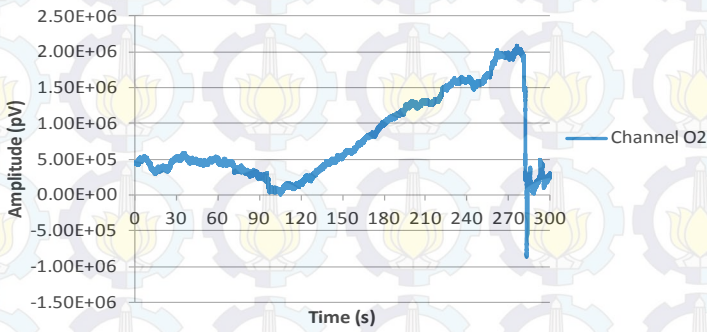
Channel FZ



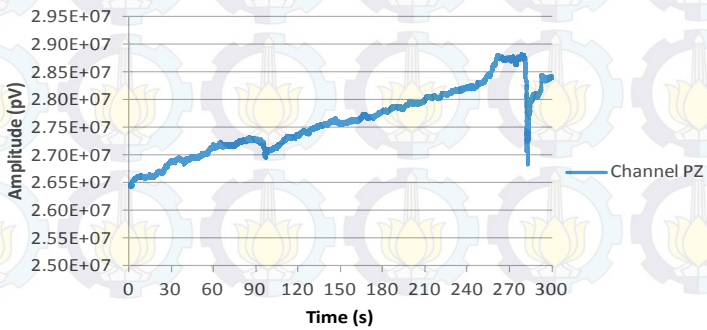
Channel O1



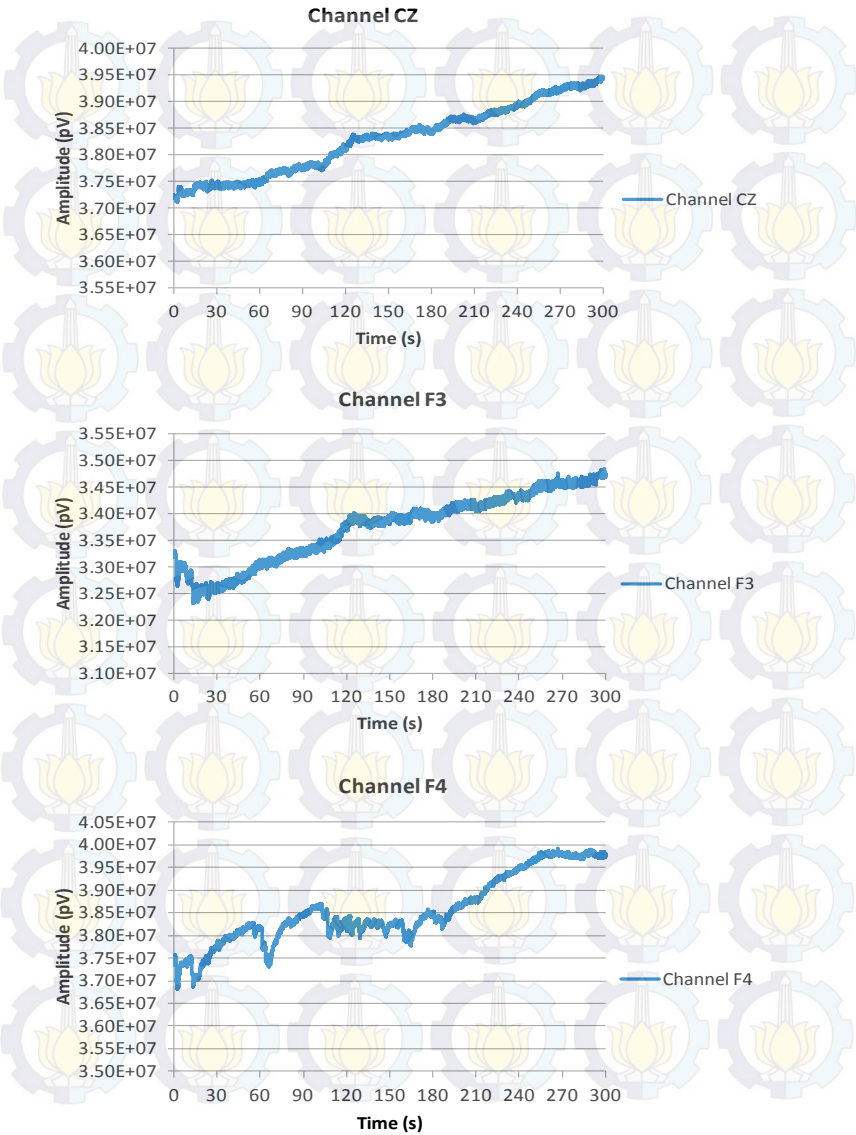
Channel O2



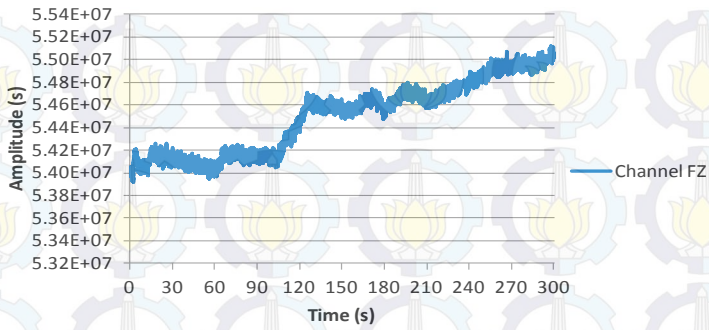
Channel PZ



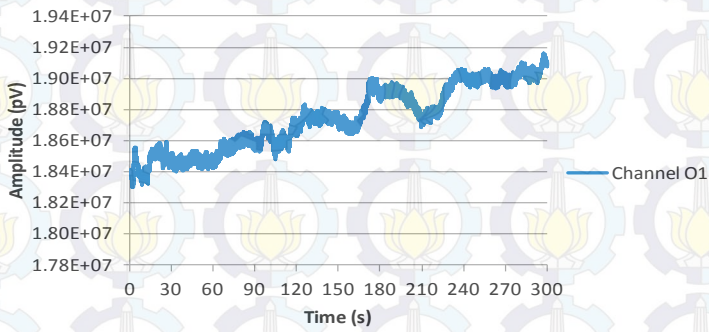
EEG subjek Irwin Santoso pada sesi 4:



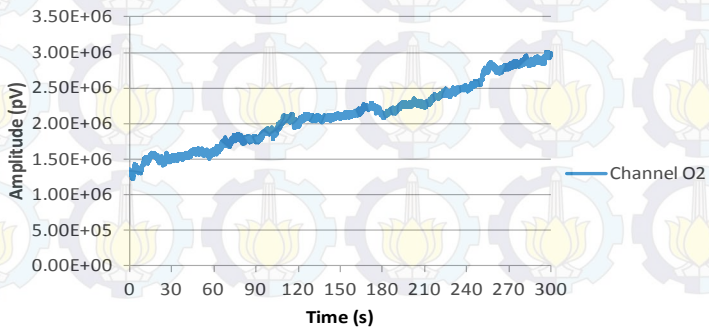
Channel FZ

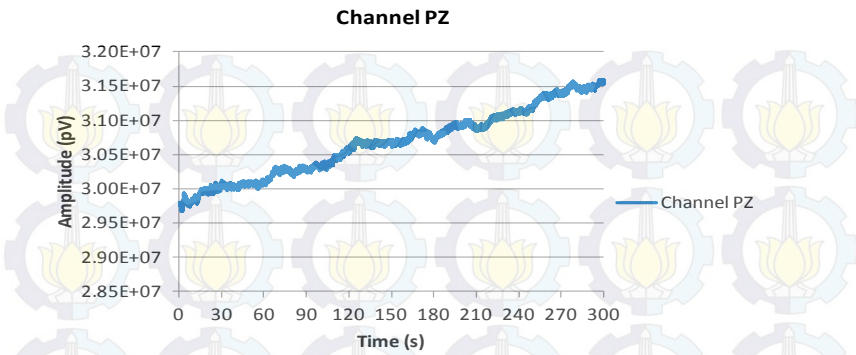


Channel O1

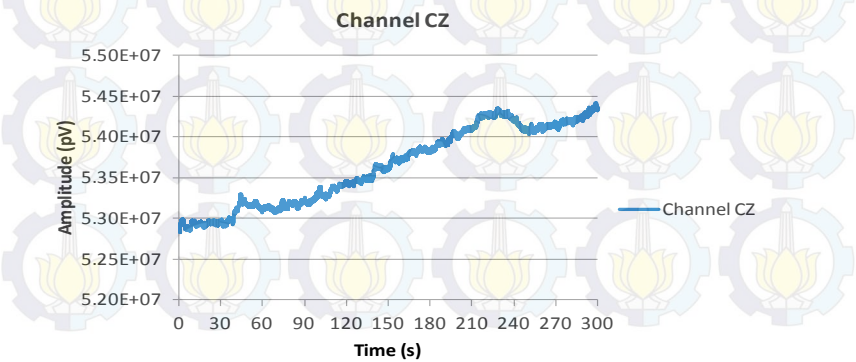
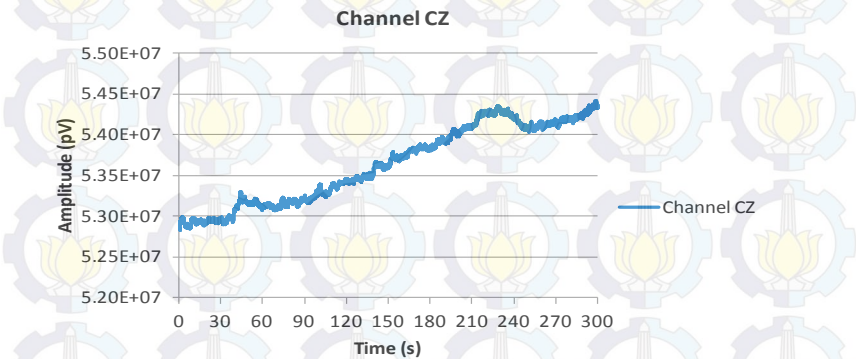


Channel O2

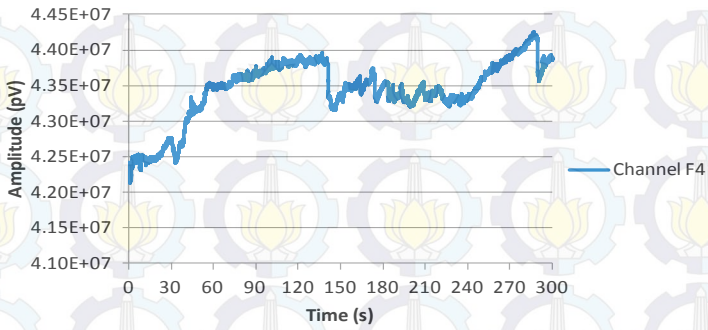




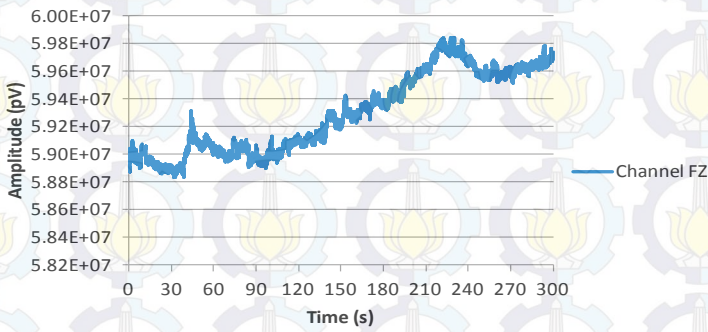
EEG subjek Irwin Santoso pada sesi 5:



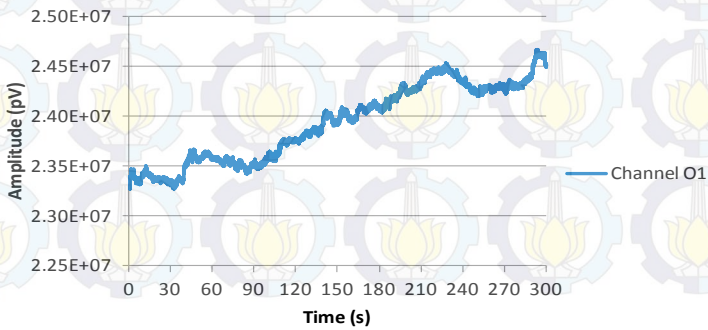
Channel F4



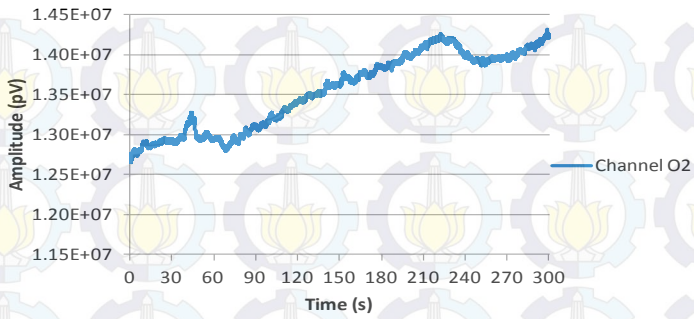
Channel FZ



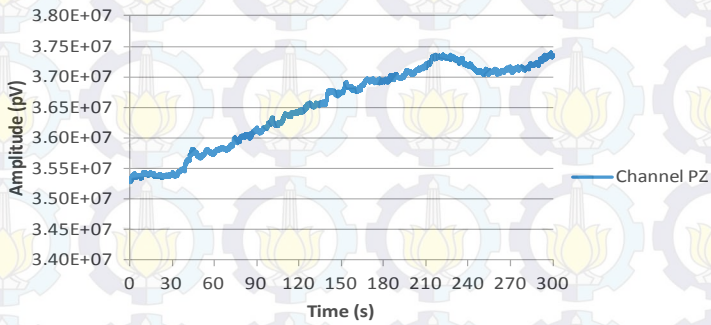
Channel O1



Channel O2

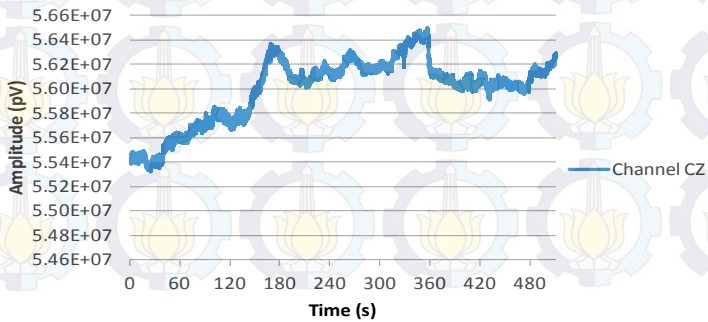


Channel PZ

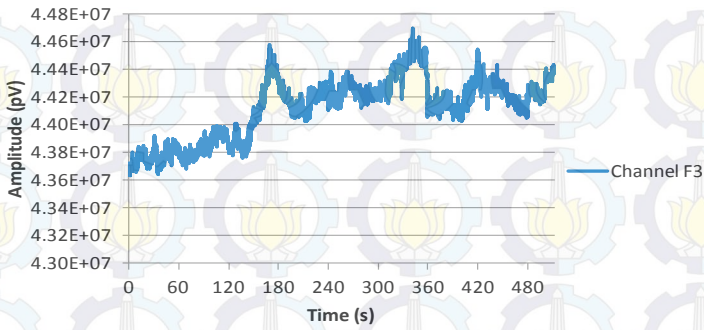


EEG subjek Irwin Santoso pada sesi 6:

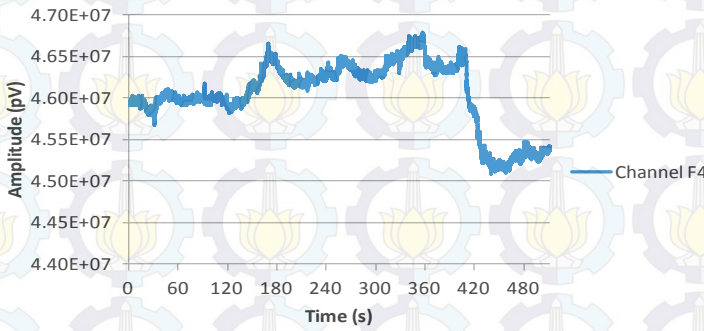
Channel CZ



Channel F3



Channel F4



Channel FZ

